

下肢関節特性に基づく短下肢装具処方支援システムに関する研究

Research on a System for Ankle-Foot Orthosis Prescriptions Support

赤澤 康史 松原 裕幸 中村 俊哉 原 良昭

AKAZAWA Yasushi, MATSUBARA Hiroyuki, NAKAMURA Toshiya, HARA Yoshiaki

竹村 亮介 内藤 尚 田中 正夫 (大阪大学大学院)

TAKEMURA Ryosuke, NAITO Hisashi, TANAKA Masao (Graduate School of Osaka University)

キーワード：

リハビリテーション、EBM、痙性足関節、関節剛性、他動運動時の抵抗モーメント

Keywords:

Rehabilitation, Evidence-based medicine, Hemiplegia, Spastic joint moment, Passive dorsal/plantar flexion

Abstract:

Ankle-foot orthoses (AFOs) are important devices for people with gait disorder such as of hemiplegia. Mechanical characteristics of an AFO should be determined properly in accordance with the lower limb property of individual wearer, since it is a key to guide properly the ankle motion and gait posture. An instrument had been prototyped to measure AFO's/patient's ankle joint stiffness in chair sitting position in the former project. In this article, we redesigned and prototyped the measurement system to evaluate ankle stiffness in standing position in addition to sitting position. Using the instrument, ankle joint stiffness was examined during passive dorsal flexion, of several hemiplegic patients after stroke for trial. The preliminary result shows that in sitting position, the average ankle dorsal stiffness in 0-5 degree of dorsal range is significantly small compared with that in standing position. This re-search will follow to construct a clinically informative system with which users can also measure AFO stiffness in next fiscal year.

1 はじめに

短下肢装具は、脳血管障害などにより下肢に障害を有する人々にとって、変形の予防や歩行の補助など重要な役割を果たしている。近年、「科学的根拠に基づく医療・リハビリテーション (EBM、EBR: Evidence-Based Medicine/Rehabilitation)」が取り上げられることが多いが、装具療法もこの原則に基づき実施されることが望ましいことは言うまでもない。しかしながら、キーポイントになると考えられる力学特性に関して、臨床現場に受け入れられる定量的評価機器からなる短下肢装具処方支援システムは存在せず、ややもすると、定型的な装具処方が行われることにつながりかねない。もちろん、深い臨床経験に基づく確かな処方が行われているのが現状と認められるが、経験年数を問わない評価・適合が可能になれば、利用者利益はさらに大きくなる。臨床知識を的確に表現するためにも、力学特性を定量評価することには意義がある。

装具処方に科学的根拠を生かすためには、装着対象者の関節機能および装具継手機能の正しい理解が欠かせない。当研究所では平成15・16年度に「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」として、現在使用されている短下肢装具の剛性を簡便に把握できる装置を開発してきた¹⁾。本研究では、これをさらに発展させ、麻痺のある人の下肢関節特性を精度良く把握する機能と、同装置の装具特性評価機能とを融合し、臨床家や装具製作者に対して必要な力学情報を提供することのできるシステムを構築することを目的とする。これにより、短下肢装具が定量的データに基づいて処方されることが期待できるし、修正の回数を減らすことで、適切な短下肢

装具が利用者の手元に届くまでの時間短縮が期待できるなど、処方・製作・利用すべての側面において利点が生まれる可能性がある。

本稿では、当テーマの初年度研究として行った、計測系の整備と脳卒中片麻痺者7名の試計測結果について報告する。

2 片麻痺者の筋緊張異常と歩行

2.1 「痙性」

ここでは、本研究の主たる対象である脳卒中片麻痺において動作への影響が大きい症状とその力学的解釈について述べる。

片麻痺者の症状は様々であるが、歩行機能障害に着目した場合、下肢運動機能の障害がとりわけ重要である。臨床において、運動障害を扱う際に「筋緊張」という言葉がよく用いられる。筋緊張の異常は運動障害の主要な原因となる。

例えば片麻痺者の歩行障害の大きな要因として、筋緊張異常に伴う不随意的な足関節底屈によって遊脚期のフットクリアランス確保が容易でなくなることが挙げられる。

臨床では、筋緊張は他動運動に対する抵抗としてとらえられることが多い。筋緊張異常は、筋の弛緩した状態と亢進した状態とに分けられ、亢進はさらに抵抗感から「痙縮」と「固縮」に分類される。痙縮は急速な他動的筋伸張時に現れ、伸張開始直後のみに筋電位が発生し、この際の抵抗感は「折りたたみナイフ現象」と言い表される。また固縮は他動的筋伸張が持続されている間、常に同じような振幅で筋電位が発生し、「鉛管現象」と呼ばれるような持続的な抵抗感を示す。

村上²⁾によると、筋緊張や痙性といった言葉の概念は非常に混乱した状態にあり、臨床では、動作に伴う異常な筋活動による不随意運動も異常筋緊張として表現されることがある。例えば、歩行時患側遊脚期において不随意的な足関節の底屈（内反尖足）が見られた場合など、「筋緊張が高い」といったような表現をすることがある。臨床においては「痙性」は非常に良く耳にする言葉であり、「痙縮」と同義語であるとされているが、実際の使用においては痙縮だけでなく固縮も含めた伸張反射の亢進、さらには動作に伴う異常筋緊張をも含めた、あらゆる異常な現象を含めて「痙性」と呼ばれることも稀ではない。本研究で用いる「痙性」は、臨床で実際に使用されているように伸張反射の亢進と動作時異常筋緊張等、健常者に見られない異常な現象を含めたものとする。

2.2 足部の変形

片麻痺者の足関節・足部は、痙性の影響により変形していることもよくある。まず、下腿三頭筋等の足関節底屈筋の短縮や伸張反射の亢進にともなう筋の不随意的な活動によって、足関節が底屈位となる変形を尖足という。さらにこの状態に内反が加わった変形を内反尖足と呼ぶ。また、足関節周りの筋が弛緩してしまうために、足部がだらりと垂れ下がったように底屈位となることがあり、この状態を下垂足という。

2.3 片麻痺症状の力学的解釈

歩行運動は関節に対する力学的作用により生成されるため、動作時の筋緊張異常を改めて力学的に捉え直し、片麻痺者の症状を定量的に評価する試みがなされてきた。上松らは、端座位（体幹直立、股・膝関節90度屈曲位の座位姿勢）および背臥位（膝関節伸展位）において、片麻痺者足関節に対し他動背屈運動を与えた時の力学特性を計測し、片麻痺者足関節の背屈剛性が健常者に比べ有意に増加することを示した³⁾。Harlaarらは片麻痺者の足関節底屈筋群の剛性が増大していることを確認し、これは長期的な筋緊張の持続によって筋自体の長さが短縮したためであるとしている⁴⁾。Singerらは、片麻痺者の他動背屈運動における角速度の増加に伴い、背屈位の抵抗モーメントが健常者に比べて有意に増加することを確認した⁵⁾。Geboersらは、片麻痺者の最大背屈筋力によるモーメントを計測し、健常者よりもモーメントが低下していることを示した⁶⁾。以上のように、片麻痺症状を表す因子は、足関節の他動運動に対する剛性や抵抗モーメントおよび背屈筋活動によるモーメントであることが分かる。

2.4 歩行運動に対する筋緊張異常の影響

歩行運動に対する筋緊張異常の力学的な影響について、歩行計測などによる知見が得られている。Lamontagneらは、立脚中・後期の背屈剛性に対する安静肢位の他動背屈剛性の割合が、片麻痺者では健常者に比べて有意に増加することを確認した⁷⁾。また同グループは、立脚中・後期の最大底屈モーメント、遊脚期の最大背屈角度、および筋緊張異常を示す筋電などの指標を、健常者と片麻痺者で比較し、遊脚期における背屈を妨げる原因は、背屈筋活動の低下と底屈筋剛性の増加であることを示唆した⁸⁾。以上の知見より、痙性による歩行運動障害に対して、足関節の他動背屈剛性は重要な一因子であることが推察される。

3 剛性計測器

ここでは、足関節剛性を測定するシステムについて述べる。これはこれまでのシステム¹⁾の改良型にあたるが、短下肢装具剛性計測は次年度に譲る。

3.1 設計コンセプト

手動ハンドルを介し底背屈動作を足関節または短下肢装具に与え、一軸まわりの角度・モーメントを同時に計測・記録し、所定の角度あたりのモーメント、すなわち剛性を算出するシステムであり、臨床現場で簡便に使用できるという基本コンセプトは前年度までの計測系の特徴を継承している。今回、以下の点を中心に改良することを意図した。

①計測制度の向上

計測ユニット全体の剛性を高める。回転動作を与えやすいハンドル形状とする。

②耐荷重および計測トルク範囲の拡大

約80kgf (780N) に耐える構造とする。また、トルク計の定格を50Nm (Kubota, TD050) のものに拡大するとともに軸周りの非直線性を吸収する機構を付加する。

③可搬性の向上

計測ユニットを積載し運搬可能な専用ワゴンを付加。また、このワゴンのキャスタを防振機能のあるものとし、運搬の際の機器保護と静音性に配慮する。

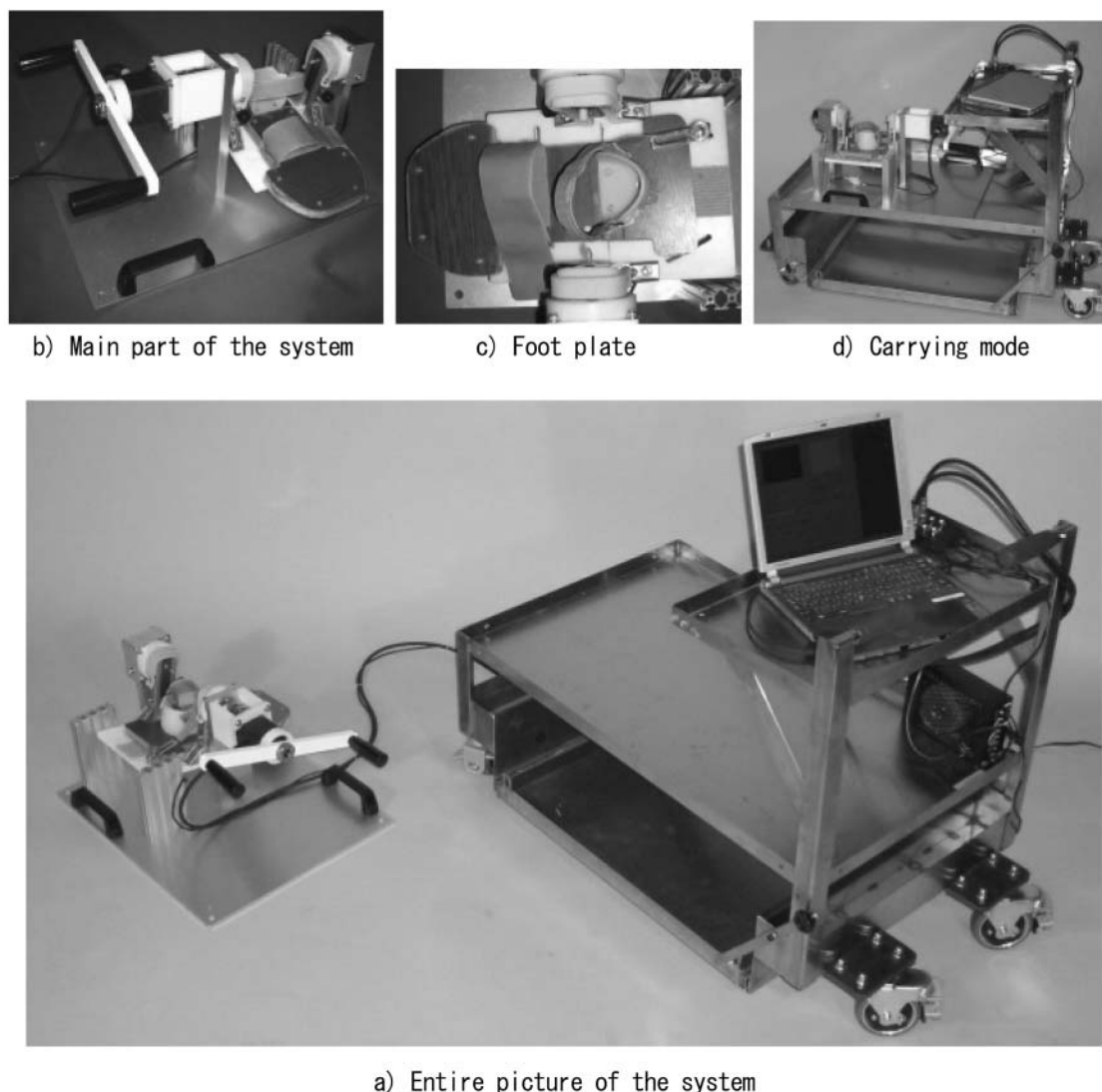


図1 剛性計測システム a)全体像、b)とc)計測主要部、d)運搬時の形態

Fig. 1 Stiffness measurement system

④操作性の向上

計測ソフトウェアを改良する。また、足部を固定するプレート（以下、足板）の揺動台への脱着がすばやく行えるようにするとともに、関節軸位置合わせ作業を簡便にする。

3.2 計測系

図1に前節のコンセプトに基づき設計・製作した剛性計測器および周辺装置を示す。機械部分の製作は甲南医療器研究所に委託した。図のほかに、高さ調整が簡単にできる非計測側用足置台（ラボジャッキの天板を改造したもの）を用意した。

電圧で出力される角度・トルク値はA/D変換器（ラックシステム、REX5054B）を介して測定用PC（東芝、Dynabook SS3480）に記録する。ソフトウェアの一部を改良し、計測と結果表示にかかる時間を短縮した。

4 計測

4.1 計測姿勢

これまで我々は座位を中心として足関節剛性測定を行い、一部、立位および背臥位においても測定を行った。しかし、立位は非麻痺側上肢による前方手すり支持のみで、膝関節や股関節の屈曲伸展のコントロールも厳密ではなかった。その結果、腰部を中心として全体的に不安定であり、被験者に緊張をもたらした可能性が否定できない。また、背臥位の計測においては、寝台の端部による下腿部の圧迫や接触部の摩擦による背屈の阻害等も含まれ、必ずしも正確な計測ができなかった。さらに、座位条件も、関節の角度が歩行の基本となる立位姿勢とは異なり、筋緊張に与える条件の乖離をどの程度考慮するべき

か不明のままであった。そこで、被験者の安全・安定を確保しながら、歩行時に近い姿勢で計測を行うため、次節のような条件を端座位測定に加えて設定することとした。姿勢が足関節力学特性に与える影響がわかれば、最終的には比較的計測が容易な端座位のみで評価を行えると考えられる。

4.2 計測条件および被験者

近年、不全麻痺を呈する脊髄損傷者の歩行訓練に図2のような免荷装置が利用されるようになってきている（脊髄損傷者にはトレッドミルとの組み合わせシステムが用いられることが多い）。この免荷装置（BIODEX、BDX-UWS）を本計測にも使用し、安全を確保しつつ立位姿勢をとらせる。通常使用では側面にあたる支柱方向に身体を向かせ、記録時間外は備え付けの手すりを適宜使用するとともに、懸架用



図2 免荷装置（懸架式歩行補助装置）
Fig.2 Unweighing system

表1 被験者プロフィール
Table 1 Subjects info

Subject	Age [years]	Height [cm]	Weight [kg]	Sex M/F	Side L/R	AFO type	MAS
A	68	145	40	F	L	S	1+
B	49	154	59	F	L	J	1
C	38	170	70	M	R	O	1+
D	58	171	60	M	L	S	2
E	57	170	64	M	R	S	0
F	68	151	46	F	R	O	0
G	75	170	68	M	R	S	0

AFO type S:Shorhorn, J:Gillette joint, O:OMC-LH like

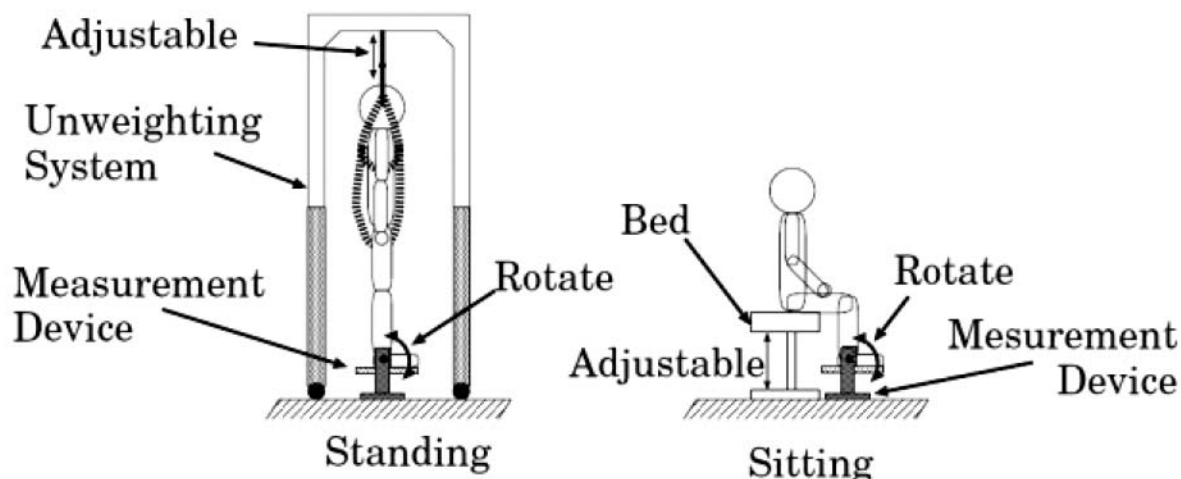


図3 計測姿勢 Fig.3 Postures in measurement

ハーネスと手すりとを伸びにくい紐で結び身体の前後動揺を極力抑えた。免荷率は、懸架されたままで歩行可能な最大とされる値と文献⁹⁾とから体重の約20%に設定する。このとき残る体重は非患側支持脚で支えるものとし、測定装置に荷重しないよう注意した。

図3に計測姿勢を示す。

座位では高さ可変のベッドの端部を用いた。座位・立位いずれの場合においても、被験者の足部に前章の装置で他動的な底背屈運動を与えるが、可能な限り、被験者が自ら筋力を発生しないよう指示した。

被験者プロフィールを表1に示す。いずれも脳卒中による片麻痺を呈し、回復期の訓練を行っている方であり、計測にあたっては十分内容を説明し、本人と担当理学療法士の了解を得た上で協力いただいた。また、担当理学療法士から関節可動域を含む被験者情報を事前に得ておき、計測には理学療法士1

名が立ち会った。

4.3 計測手順

被験者の外果最隆起部の床からの高さ、踵からの距離を測定する。この位置を参考に、装置に足部を固定した時の足関節軸が、回転台の回転軸と一致するように調整し足板を揺動台に固定する。各条件において被験者の姿勢および安定性を確認後、被験者患足を足板に固定する。

測定にあたっては、計測器のハンドルを計測者が手動操作し、被験者の足関節に対し他動的な底背屈運動を与える。30回程度往復運動を繰り返し、角度と抵抗モーメントの大きさを記録した。なお回転動作は角速度が一定になるように留意する。

以上の操作を1計測単位とし、立位および座位での測定を行う。図4に計測の様子を示す。



図4 安全を確保した立位における計測の様子
Fig.4 Measurement scenes

5 結果と考察

図5および表2に座位および立位の足関節剛性を示す。足関節剛性は、短下肢装具機能と関連が深い底背屈0度から背屈5度までをROIとし、この区間におけるモーメントの平均増加率を算出した。

図5より、すべての被験者で、座位における背屈剛性は立位より小さいことがわかる。また、分布範囲は立位の方が座位より大きくなっていった。背屈剛性平均値を比較したところ、座位は立位の約0.38倍であった。膝伸展に伴い、二関節筋である腓腹筋が膝屈曲時より伸展されるため、足関節背屈剛性が大きくなることは説明される。このこと自体は、臨床においてよく知られているが、剛性が定量的に評価できること、個人別に見ると、瘻性が強いとバラツキが大きくなる傾向があることなどが示された。

表3に底背屈0度時の抵抗モーメントを示す。これは準静的に足関節角度を保持するための所要モーメントではなく、他動背屈行程における0度通過時の抵抗モーメントの最大値である。これに関しても座位は立位の平均0.35倍であることなどがわかる。

6 まとめと課題

短下肢装具処方に活用されることをめざして、基礎的データとなる片麻痺者足関節剛性を計測・評価するシステムを構築し、試計測を行った。少数であるが、姿勢による有意差は確認された。来年度は被験者の数を増やし、より明確な指標を得るとともに、短下肢装具剛性の計測・評価をも行えるように追加改良を行う予定である。

謝辞

計測にご協力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謝する。

参考文献

- 1) 赤澤ほか：「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」、福祉のまちづくり工学研究所報告集平成16年度、168-173、2005
- 2) 村上忠洋：「筋緊張の定義とその捉え方—筋緊張の定義と動作時筋緊張の評価について—」、愛知県理学療法学会 15、8-13、2001
- 3) 上松弘幸：「片麻痺者の足関節特性評価と短下肢装具継手の機能設計」、大阪大学大学院修士論文、2003
- 4) J. Harlaar et al.: Passive stiffness characteristics of ankle plantar flexors in hemiplegia, *Clinical Biomechanics* 15, 261-270, 2000

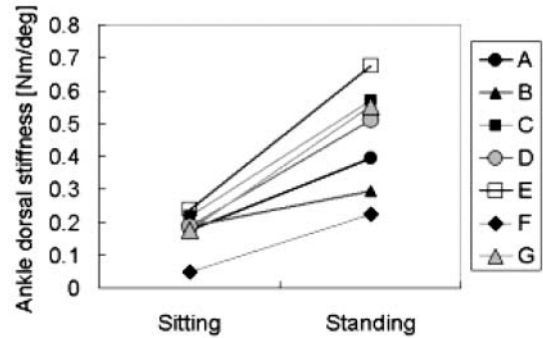


図5 足関節剛性の姿勢による相違
Fig.5 Ankle dorsal stiffness in two postures

表2 足関節剛性（個別）
Table 2 Individual ankle dorsal stiffness

Subject	Sitting [Nm/deg]	Standing [Nm/deg]
A	0.18 ± 0.02	0.39 ± 0.28
B	0.19 ± 0.09	0.29 ± 0.08
C	0.22 ± 0.21	0.57 ± 0.49
D	0.19 ± 0.21	0.51 ± 0.36
E	0.24 ± 0.35	0.68 ± 0.12
F	0.05 ± 0.04	0.22 ± 0.03
G	0.18 ± 0.01	0.55 ± 0.07

表3 底背屈0度通過時の背屈抵抗モーメント
Table 3 Ankle resistive moment at 0 degree

Subject	Sitting [Nm]	Standing [Nm]
A	2.1	4.7
B	6.0	11.0
C	2.2	15.1
D	2.1	11.0
E	7.1	1.62
F	1.7	5.1
G	2.2	5.7

- 5) B.J.Singer et al.: Velocity dependent passive plantar- flexor resistive torque in patients with acquired brain injury, *Clinical Biomechanics* 18, 157-165, 2003
- 6) J.F.M. Geboers et al.:Effect of immobilization on ankle dorsiflexion strength, *Scand.J.Rehab.Med.* 32、66-71, 2000
- 7) A.Lamontagne et al.:Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke, *Arch.Phys.Med. Rehabil* 81, 351-358, 2000
- 8) A.Lamontagne et al.:Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke, *Gait and Posture* 15, 244-255, 2002
- 9) H.J.A. van Hedel et al.:Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading, *Gait and Posture*, e-publish, 2005