
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

—計測精度向上の工夫および試計測—

Research on a System for Ankle-Foot Orthosis Prescriptions Support

—Improvement of measuring accuracy and trial measurements—

赤澤康史 松原裕幸 中村 哉 原 良昭

AKAZAWA Yasushi, MATSUBARA Hiroyuki, NAKAMURA Toshiya, HARA Yoshiaki

小林俊樹 梁 錦倫 (香港理工大学)

KOBAYASHI Toshiki, LEUNG Aaron KL (Hong Kong Polytechnic University)

内藤 尚 田中正夫 (大阪大学大学院)

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

キーワード：

リハビリテーション、EBM、底背屈角速度、他動運動時の抵抗モーメント

Keywords:

Rehabilitation, Evidence-based medicine, Passive dorsal/plantar flexion, Ankle angular velocity, Joint moment

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 stiffness of AFOs and patients' ankle joints in the former project. Last year, we redesigned and prototyped the measurement system which was expected to have higher stiffness in mechanics. For accuracy improvement in measuring, we setup two handle-stoppers to keep constant range of motion and also introduced a metronome. Then we evaluated variation in angular velocity when we measured ankle stiffness of subjects without disability between 0.52radian (30degree) plantarflexion and

0.17rad (10deg) dorsiflexion. For the range of 0.087rad (5 deg) plantar to 0.087rad dorsal, we found 99.8% linearity in each motion although the average of deviation through all subjects for the same range was about 0.17rad/sec (10deg/sec). Using the instrument, ankle joint resistant moments at 0 rad were acquired during passive dorsiflexion at angular velocity of 0.52, 1.0, and 1.6 rad/sec, of hemiplegic patients after stroke. The result shows that the values of moments were scattered and some indicated significant dependency for angular velocity.

1 はじめに

医療において科学的根拠を求める流れは定着してきており、装具処方においてもいずれ当然視されると考えられる。昨年度の本研究では、力学的に合理的な装具設計のための基礎データを得る手段として、麻痺のある人の足関節の特性を把握するシステムを提案・試作した。しかしながら、当該装置は手で回転作用を与える機構を持つため、等運動性(等角速度の運動)が実現できているとは限らないとの批判に十分答えられていなかった。求心性・遠心性を問わず、筋自体の収縮力、ひいては関節まわりのモーメントの発生は、筋付着部位や筋線維・筋群の構築の複雑さ、あるいは拮抗筋の作用から、詳細に知る

ことは容易ではない。このような関節運動に対して外界から観察した等速性にどれほどの意義があるか直接的には不明である。しかし、文献との比較や今後の生体力学あるいは装具研究のために、当該システムにおいてもできる限り等角速度運動をさせる工夫を施し、その上で実際に操作した際の角速度変化を定量的に把握しておくことは重要であると考えた。

本稿では、まず、本システムにおいて徒手によるハンドル操作でも角速度を一定にするための工夫について述べ、次に健常者を被験者としていくつかの角速度で操作を試みた際の角速度を評価する。最後に、脳血管障害による片麻痺足関節の特性評価を試みた結果を示す。

2 計測精度向上のための工夫

ここでは、計測動作の等速性（等角速度性）向上のための簡単な機械的改良とプロトコル変更について述べる。

2.1 角度制限（動作範囲の規定）

最大背屈・最大底屈角度をそれぞれ機械的に制限するため、直径12mm・高さ30mmの鋼棒2本をベースに垂直に立て、それを支柱とするハンドルストップパをそれぞれに取り付けた（図1）。このハンドルストップパはクイックリリースレバーにより迅速にその高さを変えることができ、あらかじめ設定した高さに停止するようにすることで回転動作範囲を規定できる。また、本装置では、その構造上、被計測側の左右によって回転台（フットプレート）の回転方向と底背屈方向の対応が逆転するが、そのような場合にも規定の角度の回転範囲設定を簡単に行うことができる。

2.2 動作速度の規定

回転動作が一定速になるよう、電子メトロノーム（Roland, DB-90）の報知音を聞きながら予め定めた動作範囲で装置ハンドルを往復操作することとした。すなわち、動作範囲を R_m [deg] とおくと角速度 A_v [deg/sec] に対応する動作テンポ M_t [beat/min] は

$$M_t = A_v / R_m \times 60$$

で設定できる。ただし、 M_t は整数（30～250）。たとえば、底屈30度から背屈10度の動作範囲 $R_m=40$ [deg] について、角速度 $A_v=20, 40, 60$ [deg/sec] で動作させるためには $M_t=30, 60, 90$ [beat/min] というテンポ設定を行うことになる。

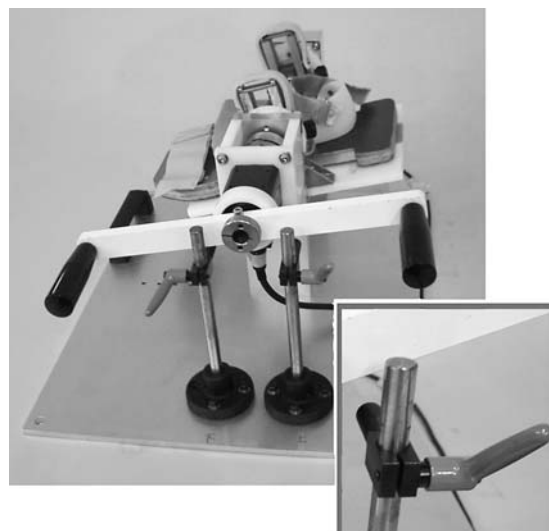


図1 装置主要部とハンドルストップパ
Fig.1 Major part of the measurement system and the handle-stoppers

3 角速度変動の評価

3.1 角速度変動評価の意義

これまでの報告に対して、手動による回転操作では角速度一定となりにくいのではないかと批判があった。たしかに、前章の方法を採り、周期性を一定に保ったとしても、確実なのは平均角速度が一定であることのみである。ところで、本研究では標準的なプロトコルとして、底屈約30度から背屈約10度までの範囲における繰り返し動作を採用しており、その際の、底背屈0度から背屈5度までの比較的角速度変動が起こりにくい範囲を解析・評価対象としていた。また、計測直後に角度変化をグラフ表示させることで視覚的にはあるが、解析対象範囲において速度変動がほとんど生じていないことを確認できていた。しかしながら、前述のような批判に答えるとともに、より広範囲での足関節評価を行うために、角速度に関する変動の様子を定量評価する。

3.2 方法

健常ボランティア10名（年齢 40.7 ± 11.9 歳、すべて男性）の右足関節を対象に測定動作を3種のテンポ設定（30, 60, 90 [beat/min]）で行った。姿勢は端座位（体幹直立、股関節90度屈曲、膝関節90度屈曲）で安静状態であった。被験者には事前に計測の趣旨説明を十分に行い了解を得た。また下肢関節に影響する傷病の既往歴がないことを確認した。

動作は底屈側から開始し、底屈30度から背屈10度までの範囲で往復させた際の角度と抵抗モーメントをサンプリング周波数100Hzで記録した。ただし、

抵抗モーメントは次章でのみ利用する。一つのテンポについて2試行で10往復程度ずつ計測した。各試行の最初の1往復は意識的にゆっくり動かしたこと、また、動作範囲の端部にあたる底屈20~30度および背屈5~10度は明らかに一定速度の操作がしにくいかな当の評価上の興味がなかったため解析対象から除外した。

解析の前処理として角度データをバターワースフィルタ(二次、カットオフ周波数は動作周期の4倍にあたる各1、2、3 [Hz])にかけた。その後、背屈方向動作と底屈方向動作に分け、底屈20度から背屈5度の範囲における5度きざみの各区分、および底屈5度から背屈5度を一つの区分とする計6区分におけるデータをそれぞれ線形回帰し、その直線の傾きを角速度として平均値と標準偏差を求めた。

3.3 結果 -角速度の変動-

底屈5度から背屈5度の範囲における角速度は、期待される角速度20、40、60 [deg/sec]に対して、底屈方向動作ではそれぞれ32.6、63.6、90.5 [deg/sec]、背屈方向動作ではそれぞれ19.2、41.0、68.3 [deg/sec]であった。また被験者ごとの同区分における結果は表1のとおりであった。その他の区分の全被験者平均について表2にまとめる。

3.4 考察

まず全体的な傾向として、底背屈0度に近い範囲では、底屈動作が背屈動作より速く、底屈動作は規定の角速度より緩速の場合で50~80%も大きく、背屈動作はほぼ規定の角速度か最大20%程度の差に収まっていた。底屈動作では底屈角度が大きくなるほど角速度は小さくなる場合が多く、逆に背屈動作では底屈角度が比較的大きいうちは角速度が大きく徐々に減少する傾向が見られた。往復動作において、折り返しでのハンドルとストッパの接触に伴う衝撃を緩和するため減速動作が必要になり、このことによる時間遅れを中間域でリカバーしようとしたことが上記現象の原因と考えられる。しかしながら、表1より、各被験者の底屈5度から背屈5度の範囲における角速度の標準偏差はさほど大きいとは言えず、とくに背屈方向動作では規定に近い動作が実現できていたことが伺える。念のため、緩速の背屈方向への動作でもっともばらつきが大きかった被験者sHについて一動作ごとの角速度変動を見るため、背屈運動時の底屈5度から背屈5度における回帰直線の適合度を計算したところ、10動作中8動作が99.3%以上であり、残り2動作(いずれも適合度98.8%)は1または2周期めの動作であった。したがって、

少なくともこの区分については動作開始時から3往復以降を採用することで妥当な計測となることが期待できる。

表1 健康被験者ごとの角速度 [deg/sec]
Table 1 Angular velocity of each subject for range between plantar 5 to dorsal 5 deg

Subj.	ex-pected	Dorsal to Plantar		Plantar to Dorsal	
		Ave.	S.D.	Ave.	S.D.
sA	20	31.7	3.7	24.4	4.6
	40	64.6	8.4	45.6	5.2
	60	91.2	8.0	69.9	5.3
sB	20	31.2	3.1	14.0	4.2
	40	58.3	4.5	35.1	3.4
	60	86.2	4.2	62.8	4.2
sC	20	35.1	2.6	15.3	2.5
	40	63.7	5.9	41.2	6.0
	60	93.2	10.0	68.8	6.1
sD	20	36.8	3.0	19.9	3.7
	40	66.8	5.6	41.6	5.3
	60	86.0	9.1	72.2	4.5
sE	20	36.4	3.3	23.1	4.2
	40	71.1	3.3	41.6	5.7
	60	93.1	9.9	68.7	6.6
sF	20	26.7	2.5	14.3	2.2
	40	45.7	8.6	34.8	2.3
	60	78.8	5.4	60.4	3.6
sG	20	33.1	3.4	20.0	2.2
	40	69.4	5.7	46.1	6.3
	60	102.8	9.4	68.8	9.5
sH	20	29.3	2.7	20.1	8.3
	40	63.4	4.4	38.9	5.9
	60	92.2	8.8	63.8	6.6
sI	20	32.2	3.4	21.4	5.2
	40	64.9	9.4	46.7	7.1
	60	91.8	8.8	72.7	9.4
sJ	20	33.5	5.1	19.3	2.8
	40	67.7	7.0	38.8	4.2
	60	90.0	6.0	74.7	7.0

表2 各5度区分ごとの平均角速度 [deg/sec]
Table 2 Average ang. veloc. in each section

D->P	p15-p20	p10-p15	p5-p10	pd0-p5	d5-pd0
20exp.	26.0	29.9	31.9	33.5	30.7
40exp.	52.2	60.6	67.8	69.0	59.3
60exp.	84.3	94.8	100.4	98.5	83.7
P->D	p20-p15	p15-p10	p10-p5	p5-pd0	pd0-d5
20exp.	35.7	33.3	29.1	23.1	16.4
40exp.	70.7	67.2	57.4	47.6	36.8
60exp.	105.1	104.4	95.4	79.7	60.4

P/p means plantarflexion, D/d means dorsiflexion.

4 試用

ここでは、本システムを脳血管障害片麻痺を呈する足関節に適用した計測例について述べる。

4.1 被験者および計測方法

被験者11名（年齢 42.8 ± 9.7 歳）のプロフィールを表3に示す。いずれも脳卒中による片麻痺を呈し、回復期・維持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。計測は前章の健常者と同様の方法で行った。

4.2 計測および結果

他動背屈動作時の底背屈0度における抵抗モーメント、すなわち被験者が結果的に発生した底屈モーメントの値を健常者の平均値（角速度の応じて $3.2 \sim 3.5$ [Nm]を示した）とともに図2に示す。

図2より、概ね健常者と同等の底屈モーメントを示す者が半数、明らかに低い水準の者が2名、そのほか比較的高値を示す者が4名おり、後者は同時に顕著な角速度依存性も呈している。これらの結果から、脳卒中片麻痺者の足関節特性はBrunnstrom stageやModified Ashworth scaleといった臨床スケールと必ずしも合致していないことが示された。

5 おわりに

手で操作する特徴を持つ本計測システムについて等角速度性を検証した結果、角速度は変化するが規則的であり、背屈方向動作時には底背屈0度近傍において十分一定であることが確認された。今後、変形の予防や歩行の補助などに重要な役割を果たす短下肢装具についてもEBMやEBR（科学的根拠に基づくリハビリテーション）の流れをより確かなものとするために、定量データを臨床家に供する道具がさらに必要とされることは明らかである。本システムが臨床に受け入れられるためには、より簡便に結果を出力・提示するなど洗練が必要があるが、実際に使用していただく中で改良していきたい。

表3 片麻痺被験者のプロフィール
Table 3 Demographic data of hemiplegic subjects

No.	sex	age	Moths aft onset	MAS	Br. stage
h1	M	40	29	1+	5
h2	M	32	12	1	3
h3	M	34	6	1	4
h4	M	44	10	1	3
h5	M	51	12	1+	3
h6	M	36	8	1	4
h7	M	55	12	1+	5
h8	M	49	11	2	4
h9	M	22	13	1	5
h10	M	38	11	2	3
h11	M	50	17	1	3

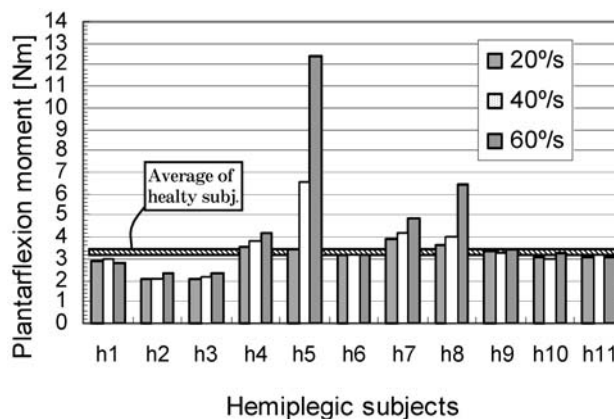


図2 底背屈0度通過時の背屈抵抗モーメント
Fig.2 Ankle resistive moments during passive dorsiflexion (plantar moments) at 0 degree

謝辞

計測にご協力いただいた被験者の皆様、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、また、計測装置の校正等に尽力いただいた大阪大学大学院の竹村亮介氏に謝意を表す。

参考文献

- 1) 赤澤・松原・中村・原・竹村・内藤・田中：「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」、福祉のまちづくり工学研究所報告集平成17年度、147-152、2006