
下肢装具処方・訓練支援のための生体力学情報呈示システムの開発

— 下肢関節特性の臨床評価指標と定量性 —

Development of a Biomechanical Information Visualization System to Support Lower-limb Orthosis Prescriptions & Walking Practice

— On Clinical Assessment Index from the Mechanical Point of View —

赤澤 康史 松原 裕幸 中村 俊哉 原 良昭

AKAZAWA Yasushi, MATSUBARA Hiroyuki, NAKAMURA Toshiya, HARA Yoshiaki

キーワード：

リハビリテーション、EBM、定量評価、
下肢関節、短下肢装具

Keywords:

Rehabilitation, Evidence-based medicine,
Quantitative evaluation, Ankle-foot orthosis,
Lower limb joint characteristics

Abstract:

Clinical staff including PTs in a hospital is highly expected to intervene efficiently in a patient's practice, especially in walking reconstruction using orthotic therapy in early-stage of medical rehabilitation. For effective practices, it is important to plan an individual menu of practice and to evaluate orthoses fitting and/or gait properly. In this article we discuss that the relationship between clinical evaluation methods of lower extremities function related to walking and mechanical properties, as the first stage of developing a system to support to prescribe an orthosis and to train walking.

1 はじめに

下肢装具は多くの症状に対して処方されており脳血管障害後遺症による下肢麻痺は主たる対象の一つである。近年の術後早期訓練開始と入院期間短縮化もあって、より効率的な装具処方・訓練（練習）実

施が医療機関に求められている。装具歩行の評価には多くの指標があるが、臨床において主に用いられているのは、歩行速度と歩幅、目視による歩容観察等の運動学的評価の一部であり、詳細な姿勢の分析や関節モーメントを代表とする運動力学的評価は少ないように見受けられる。本来、力など目に見えない物理量も、観察で入手する情報と同様に重視されるべきものと考えられるが、一般に目視できない事象が比較的測定困難であるのは当然である。また、臨床家の負担を考慮した場合、一概に測定や評価の項目を増やすことは慎まねばならない。

ところが一方、EBMが当然視されつつある中では、より科学的な手法による評価もまた求められており、臨床利用可能で力学要素をも含む評価手法の開発が必要とされている。本研究では、医師・理学療法士・義肢装具士などの専門家が装具療法あるいは更生用装具の処方を実施するにあたって参考にすべき関節剛性などの生体力学情報を、歩行時関節角度などの運動学データ等とともに、臨床現場で利用可能にするためのシステム提案を目的としている。2年計画の初年度である本年度は、身体機能の臨床評価指標と力学量の関連について基礎的な情報整理を行うとともに、処方支援システムの中心課題の明確化を行った。

2 装具試用における素朴な疑問

片麻痺者の歩行に最も関連が深い装具は短下肢装具であり、非常に多くの種類が存在¹⁾する。処方に

においてはその一部を提示・試用してまず種類を決定することが一般的である。ここでは、その準備段階で行われる評価用装具（プラスチック製試用装具）の利用に際しての工学的な疑問を記述する。

2.1 形状および初期角度

試用装具は、その性質上、一人ひとりの使用者に対して、通常細心の注意が払われる形状適合が図られていない。とくに関節軸位置や変形モードの一致度が不明のまま使用される懸念がある。

また、短下肢装具においては初期角度が重要な適合要素の一つである¹⁾。骨格の違いや下腿部の筋量によっては試用装具の想定する下腿長軸と異なる位置に装着者のそれが位置している可能性はないだろうか。とくにシューホーンなど後方支柱型短下肢装具では装着者の下腿部が細ければ（下腿三等筋および皮下組織の厚みが想定より薄ければ）後面が下腿軸に近づくことになり、初期背屈角度が事実上小さくなる。ある医療機関では短下肢装具下腿上部に簡単に付けられる下腿周径調整パッドやタオルを用いて初期角度を調整している。

2.2 肌着の有無

装具と生体とが完全に一致して運動することは不可能であり、「ずれ」が生じようとする。したがって、底背屈運動時の下腿部では接触部分で下腿長軸にほぼ平行な方向のせん断力が働くはずである。通常は、生体の軟組織が若干変形しながらこれを受け止めていると考えられる。しかし、靴下の上から装着するケースを多く見かける短下肢装具では、靴下を用いず装具を装着する場合に比べ、摩擦係数が小さくなるため、せん断に対してずれやすくなっているのではないか。そうなると、結果として底背屈に対する抵抗モーメントが想定より発生されにくく痙性足関節の底屈防止機能を十分発揮できない可能性がある。

2.3 ストラップ類の締め具合

前節で記述した摩擦力は接触面に垂直な力に比例するためストラップの締結力が強ければ大きくなる傾向があるはずである。もちろん緩すぎるのは論外であるが2.1節の形状との関連もあり、ストラップの締め方がずれやすさ、ひいては底背屈時の抵抗モーメントの大きさに影響する恐れがある。

3 臨床で用いられる下肢機能評価手法

ここでは、臨床で用いられる下肢機能評価手法のうち、力学的要素を含んでおり下肢装具に関連が深いと考えられるものについて記述し、次章でその力学的観点からの考察と提案を行う。

3.1 徒手筋力テスト (MMT)

臨床において最も普通に行われる筋力テストであり、関節ごとに近位の体節を固定しつつ遠位の体節を回転させる能力を測定し表1のような判断基準で評価する。検者が力を加える（受ける）部位は、膝関節伸展の検査では足関節、足関節背屈の検査では足部背側と規定されている。

表1 徒手筋力テストの判定基準

Table 1 Manual muscle test

5	強い抵抗を加えても、なおそれと重力に打ち勝って正常可動域いっぱい動く
4	いくらか抵抗を加えても、なお重力に打ち勝って正常可動域いっぱい動く
3	抵抗を加えなければ、重力に打ち勝って正常可動域いっぱい動く
2	重力を除いた状態なら、正常可動域いっぱい動く
1	関節の運動は認められないが、筋の収縮がわずかに認められる
0	筋の収縮も全く認められない

注 はっきりした筋力表現が不可能なときは(-)や(+)をつけて表現する。

4の抵抗は術者の手の重さであり、5はそれ以上の抵抗とする。

3.2 関節可動域測定

関節可動域は他動的および自動的に分別される。装具装着関節の機能に着目するためにここでは他動的関節可動域 (PROM) の定義を確認する。教科書³⁾によると「被検者が筋を完全に弛緩した状態で、検者が（最終域感まで）関節を動かしたときに得られる関節可動域」であり、最終域感とは「検者がそれ以上の運動は不可能と感じる抵抗感」である。

3.3 Modified Ashworth Scale

筋緊張のスケールとして用いられる Modified Ashworth scale を表2に示す。

表2 Modified Ashworth scale判定基準
Tabel 2 Modified Ashworth scale (MAS)

0	筋緊張の亢進はない
1	可動域の終わりにわずかな抵抗感がある
1+	可動域の1/2以下でわずかな抵抗感がある
2	全可動域で抵抗感があるが、運動は容易である
3	他動運動が困難なほど抵抗感がある
4	拘縮状態で屈曲・伸展は困難である

3.4 Modified Tardieu Scale (MTS)

国内ではあまり使用されていないようだが、他動運動時のスピードを定性的に考慮した筋緊張評価スケールとしてTardieu scale (TS) がある。その判定基準を表3に記載する。

表3 Tardieu scale判定基準
Tabel 3 Tardieu scale

0	他動運動中の抵抗を感じない
1	他動運動中のわずかな抵抗を感じるが明らかに引っかかりはない
2	他動運動に対する明らかな引っかかりがある
3	持続しない(伸張し続けた場合に10秒に満たない)クローヌスがある
4	持続する(同10秒以上の)クローヌスがある

V1: できるだけゆっくり
V2: 対象とする体節が自重で落下する速さ
V3: できるだけ速く (Boyd & Graham による追加)
その他、被検者の姿勢や計測の時間帯を同一にすることなども定められている

Modified Tardieu scale⁽⁴⁾⁵⁾ は、TSのゆっくり(V1) 動かした時のPROMから、速く(V2、V3; ただし足関節はV3のみ) 動かした時のひっかかり(catch)を感じる角度を減じた量であり、伸張反射の亢進の影響分を評価しようとするものである。本評価法の詳細と片麻痺者の足関節底屈筋への適用における信頼性については文献6に詳しい。

4 臨床評価スケールの定量化の提案

ここでは、選択的な短下肢装具処方準備段階で短下肢装具の直接的対象となる足関節および直近位の膝関節を被測定関節として検討する。

4.1 MMTとPROM

MMTについては、純粋な徒手のみによる方法以

外に、やや大がかりかつ高額な筋力訓練機器を用いて角速度も規定しながら測定する方法と、ハンドヘルドダイナモメータ(HHD)を利用する定量化手法がある。HHD利用により、徒手のみで行うより信頼性が確保できるが、関節トルクとして表現しないままでは被検者間の比較やデータベース化が困難である。関節中心から徒手(HHD)による作用点までの距離を合わせて記録することでトルクとして比較が可能になり有用性が増すと考えられる。PROMについては、とくに機能障害のある関節において最終域感が検者によって異なることが予想されるため、ある抵抗モーメントに対応する角度とすることを提案したい。たとえば、筆者らが製作した足関節剛性計測器⁷⁾による健常者の底背屈角度-抵抗モーメントを例(図1、平均角速度20°/sec)にとると、他動的に5Nmあるいは10Nmを与えたときの各角度(図2参照)を記録することで均質な計測につながる。特別な機器がない場合でも、錘と滑車とゴニオメータにより静的測定は可能である。なお、足部の質量は体重の約1.4%⁸⁾であり、成人男性であっても約1.1kgとなるから、その自重による足関節まわりのモーメントは最大で1Nm程度であろう。これを勘案するかどうかは検査目的や絶対量または姿勢によって決めるべきである。

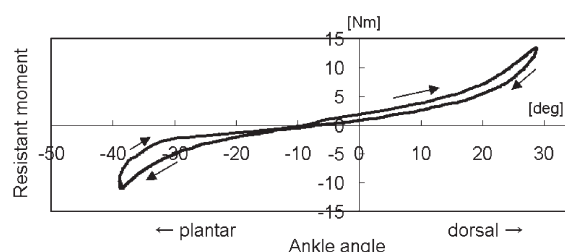


図1 足関節底背屈角度と抵抗モーメントの例
Fig. 1 Example pattern of dorsal/plantar angle and resistant moment at an ankle joint

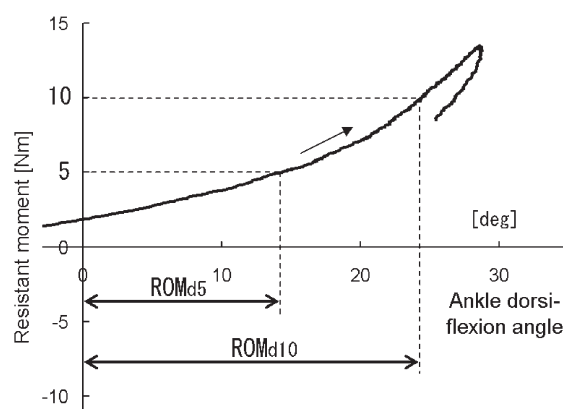


図2 足関節背屈角度域の定義の提案
Fig. 2 Proposal passive ROM at ankle joint

4.2 筋緊張のスケール

いわゆる痙性には速度依存性があるため、TSまたはMTSがMASより筋緊張の影響を見る際の評価指標として合理的である。ただし、TSまたはMTSにおいても速度が検者によって異なる可能性がある。角度-モーメント関係を角速度条件とともに把握することが重要であり、ある角度における抵抗モーメントを筋緊張に対応した特性として評価に用いることができるだろう。その際の設定角度は、現在の装具における設定角度を参照し、底背屈 0° からの 5° ごとのきざみは必要である。

5 装具の力学的作用の評価

5.1 装具の力学的要素を勘案すること

歩行時の装具の役割は結局、装着者の関節に作用して角度や角速度をある範囲に収め、結果としてその他の関節の運動や全身運動である歩行をコントロールすることである。個人ごとの全身筋骨格モデル化と装具装着による運動シミュレーションツールが実現されていない段階では、装具装着関節に及ぼし得る力学作用を見積もった後、実際の歩行状態から微調節によってその個人用の装具特性を決定することが望ましい。

5.2 装具足継手の力学特性評価

2章で述べた問題は構造体としての装具を評価して解決するものではなく、生体もしくは他の介在物を含めた系で評価した上で設計に結びつける必要がある簡単ではない。ただしその基礎的な部分はもちろん装具単体の力学特性である。装着者に対する力学作用を見積もるため、できるだけ装着時に忠実な状態における力学特性を計測しておくことが求められる。現在までに解析はいくつもの方法が試みられているが、簡便かつ変形モードや装着状況を合理的に反映した力学特性評価法は確立されていない。

6 処方支援システム構築に向けた課題

高精度だが高価かつ大がかりな評価機器はリハビリテーション現場では使用できないとする論調がある。一部でしか実施できない評価手法では普遍性を持たせることが困難であるからそう捉えられるのも当然かもしれない。しかし、必要な精度が保証されなければいくら簡便でも評価の意味をなさないこと

は明白であるし、逆に、一部の診断機器のように効果が明らかであればコストの大きさにかかわらず、医療機器として使用される現実もある。どの程度の精度が必要か判明するところまでは、通常の診療の枠外で取り組み、その後、必要な機能を満たす普及版の整備をめざすべきである。

前章までに述べてきた問題を一度に解決する術は残念ながら見つかっていない。装具による影響の出現様態も一定ではない面があり、どう相互作用をコントロールするかが不明である。しかし、処方者は現在でも試用装具を用いる際、着目している動作(場合により代償動作)があるのであり、力学要素を合わせて考察することが理解の深化につながる。

角度成分についてどの程度の精度が必要かについては、義足足部では斜面や階段に対応するため階段昇降時の最大背屈角を 4° または 6° から選択設定することも可能な製品⁹⁾もあることを参考にすべきであろう。すなわち 2° であってもその影響が無視できないという事実を鑑み、装具においてもより厳密な設計・処方が行われてしかるべきであり、そのための解析資料も必要となると考えられる。

参考文献

- 1) 渡邊秀夫:「脳卒中の下肢装具 一病態に対応した装具の選択法-」、医学書院、2007
- 2) 江原、窪田、土屋、野坂、山本:「下肢装具のバイオメカニクス 一片麻痺歩行と装具の基礎力学-」、日本義肢装具学会編、1996
- 3) 中村隆一、斉藤宏、長崎浩:「臨床運動学 第3版(第4刷)」、pp68-72、医歯薬出版、2004
- 4) Mackey AH, Walt SE, Lobb G and Stott NS: "Intra-observer reliability of the modified Tardieu scale in the upper limb of children with hemiplegia", *Develop. Med. & Child Neurol*, 46, pp267-272, 2004
- 5) Boyd RN & Graham HK: "Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy", *Eur J Neurol*, 6 (suppl.4), 1999 (abstractのみ入手)
- 6) 竹内、田中、桑原、白田:「Modified Tardieu Scaleの臨床的有用性の検討 一脳血管障害片麻痺患者における足関節底屈筋の評価-」、*理学療法学*、33、pp53-61、2006
- 7) 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」、福まち工研報告集平成17年度、147-152、2006
- 8) 太田、竹内、山本訳:「バイオメカニクス 生体力学とその応用」(Williams & Lissner)、pp196-197、医歯薬、1974
- 9) PROPRIO FOOT™ <http://www.ossur.com/>
(日本発売は本年6月の予定)