
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

—脳卒中片麻痺者の短下肢装具処方支援の試みと課題—

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

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、膝スナッピング、
短下肢装具

Keywords:

Rehabilitation, Evidence-based medicine,
Knee extension thrust, Ankle-foot orthosis

Abstract:

Lower-limb orthoses often play an essential role for cervical vascular survivors to recover or maintain their ability to ambulate. It is important to make mechanical and biomechanical information available more easily for clinicians who should prescribe lower-limb orthoses for walking properly. In this article, a case study of an ankle-foot orthosis prescription support was done with gait analysis including data of knee extension thrust and forward-direction component of floor reaction force and with ankle stiffness evaluation. In that case, we found that the subject showed lower gait performance with shoehorn-type AFO, and there was significant advantage in gait with AFO with Gillette joints compared with OMC-LH-like AFO with respect to step length of non-affected side(affected side stance) and floor reaction force. We considered a concept of an AFO subscription system which reflects estimation parameters from computational simulation and musculo-skeletal model analysis.

1 はじめに

脳血管障害後遺症による下肢麻痺などで歩行障害を呈すると屋外のみならず屋内の移動にも支障をきたし日常生活上の大きな制約を受けることも多い。下肢装具は身体に直接装着され、変形の矯正や予防、体重の支持を受け持つが、医療・福祉施設あるいは在宅生活に至るリハビリテーション過程における歩行支援も大きな役割である。

義肢装具一般に共通であるが、下肢装具は一人一人に適合していることが大切である。形状の適合はともかく、力学的作用については力が目視できない量であるため簡単ではない。また、処方前の試用において動作中の動きを肉眼ですべてとらえきることにも不可能に近い。そこで処方者は積み重ねた経験をもとに、装着者の身体状況と装具装用による歩行状態を予測また実際に観察して本人用の装具を決定し訓練（練習）を実施している。したがって、現行の手法は初級者が同様に行うことは困難と言えるし、理学療法士（以下PT）など初級者の割合が急増した近年においてはノウハウの伝達も容易でないことから、何らかの処方・訓練支援システムが必要なことは明らかである。

本研究では今年度、目視しにくい歩行関連量のうち、「膝スナッピング」と床反力駆動成分に着目して、処方の参考資料に呈することを試みる。

なお、最近では脳血管障害を起こしてもできるだけ早い時期から長下肢装具を使用して立位をとり歩行も行うことが廃用性の障害を防ぎ入院期間を長引かせないために推奨されているが、本研究では、このような急性期からの下肢装具は対象としなかった

ことをお断りしておく。

2 下肢装具処方支援にあたっての考え方

2.1 処方支援のポイント

兵庫県立総合リハビリテーションセンター（以下、兵庫リハ）では数タイプの短下肢装具（以下AFO）を用意し、練習用、処方の参照（評価）用として活用している。主なタイプは靴べら型（ポリプロピレン製、以下接頭語Sh）、同（トレスト[®]製）、オルトトップ[®]LH様（以下、接頭語LHlike）およびジレット継手付き（以下、同Gil）の各AFOであり、これらには3サイズおよび左右の種別がある。オルトトップ[®]LHは大阪医科大学で考案され市販化されているAFOであるが、兵庫リハでは、義肢装具製作会社に依頼してその他の処方参照用AFOと同じ陽性モデルから製作しているため、ここでは上記のように表記することとした。

AFOの処方支援にあたっては、医師や理学療法士が評価上有用と考える定量データを迅速に提供することが求められ、評価ポイントを2、3点に絞ってでも即時的に呈示することが肝要である。その上でより多くの有用データを、すでに臨床で実施されているルーチンを阻害せずに提供できれば受け入れられる可能性が十分あると考えられる。

2.2 試歩行時の評価項目

PTによる通常の歩行評価のほかに、目視で得にくい情報として次の2点をPTの要望をもとに選択し重点的に評価する。また、工学者側からの提案として歩行前後の足関節底背屈剛性を加える。

(1) 膝スナッピング

「膝スナッピング」には明確な定義が見あたらないが、ここでは、立脚期のある時期に膝が急速に伸展（その前後に屈曲するケースも含む）する異常運動を指すこととする。動作の有無は目視で確認できることも多いが、その大きさについては角度変化が小さくかつ速いことが多いため臨床において定量把握し比較することは困難である。

膝スナッピングを評価するにあたり把握すべき物理量を次のように考える。立脚初期に出現する通常の高屈曲は除き、立脚期において短時間にわずかに膝が屈曲伸展する現象であることから、直接的に膝伸展角速度の最大値を評価量とする。

(2) 床反力進行方向成分

立脚後期の床反力進行方向成分は歩行の駆動に関

連が深い。下肢装具を装着した患側立脚から反対側である健側下肢を振り出し着地させるとき、矢状面における身体中心よりできるだけ前方へ健側立脚時と同様に運ぶことが、左右バランスの均等性や歩行速度の維持・向上につながる。健側に比してどの程度、身体を前方へ移動させる作用を発揮できているか、床反力進行方向成分のピーク値を見ることで明らかになると考えられる。

(3) 足関節底背屈剛性／受動抵抗モーメント

我々は足関節の底背屈剛性を計測評価するシステムを構築¹⁾してきたが、AFO処方に直接関連する点として、ある程度の持続歩行の前後における関節剛性変化に留意する必要があると考える。すなわち、評価用AFOによる試歩行の前後で足関節の状態が変化するような場合、AFOの影響に限定した歩行評価が困難になるからである。したがって、処方の前提条件となる足関節剛性変化の有無、変化する場合の量的把握は重要である。

3 脳卒中片麻痺者の短下肢装具処方支援 — ケーススタディ —

3.1 被験者および試用AFO

本研究に賛同する兵庫リハPTが主担当となった脳卒中片麻痺者から対象者をPTが選択し、本研究の趣旨説明を受け同意した方1名（63歳男性、発症後3.6ヶ月、高次脳機能障害なし、右片麻痺、下肢Brunnstrom stage IV、MAS 1）を被験者とした（その他3名の歩行評価結果について本年6月中旬以降当研究所のホームページに掲載予定）。AFOは前述の評価用のうち、ShAFO、GilAFO、LHlike AFOの3種とし、3条件の比較にはHolmの方法による多重検定を用い、有意水準は5%とした。

3.2 歩行計測

兵庫リハに仮設置されている運動解析システム（MotionAnalysis社モーションキャプチャシステムMAC3D カメラ7台およびKistler社床反力計2台）を用いた。空間座標計測用標点は頭頂・第一腰椎、両側の肩峰・大転子・膝関節・足関節・第5中足骨頭の計12点に付し、T字杖使用で10m歩行路を練習を含め条件ごとに概ね4往復することとした。健側下肢と杖とによる床反力の合成を避けるため、床反力計の上高さ約50mmに板を渡し、杖先はその板上の着きやすい場所に着地させるよう指示した。

3.3 計測結果

足関節剛性評価として底背屈0度における足関節受動抵抗モーメントおよび0度～背屈5度における平均剛性を求めたところ試歩行の前後で有意差はなかった。例として図1・図2に80[deg/s]で他動的に底背屈した際の底背屈角度-受動モーメント関係を示す。続いて歩行速度と歩幅、および前章で示した評価量を次に示す。

AFO別の歩行速度および歩幅を表1に、膝スナッピング強さを表2に、床反力駆動最大値を平均値±標準偏差の形でそれぞれ示す。

表1 歩行速度および歩幅
Table1 Walking speed & Step length

AFO type	Walk. speed [m/min]	Step length [cm]	
		Right step	Left step
Sh	19.7±2.5	33.8±2.9	26.7±1.5
Gil	24.9±1.1	36.9±4.0	32.1±2.9
LHlike	24.7±0.4	34.6±2.2	35.6±3.2

表2 膝スナッピング強さ（伸展最大角速度）
Table2 Knee extension velocity peak in stance phase

AFO type	Knee extension angular velocity peaks of right (hemiplegic) side [deg/s]
Sh	-74.0 ± 7.0
Gil	-65.7 ± 9.7
LHlike	-57.7 ± 12.7

表3 床反力駆動成分の最大値
Table3 Forward peak of floor reaction force

AFO type	Peak of anterior component of FRF [N]	
	Right (hemi) side	Left side
Sh	6.6 ± 4.1	53.0±5.2
Gil	17.8 ± 2.3	53.2±5.4
LHlike	23.6 ± 4.3	49.9±5.8

これらのうち、3タイプで有意に順序づけられたのは、健側立脚から患側振り出しの歩幅（ShAFO < GilAFO < LHlikeAFO）および床反力駆動成分（同じく Sh < Gil < LHlike）であった。また、歩行速度と膝スナッピング強さについてはShAFOが他の2種に比べ有意に劣っていた。

3.4 考察

今回の被験者は立脚期の膝最大伸展がShAFOでは-4.1±2.2度と過伸展（Hyperextension）となっ

ていたが、GilAFO（0.2±0.6度）およびLHlikeAFO（0.5±0.6度）では過伸展とはなっていないため、膝スナッピングはPerryが述べるところ²⁾のExtention Thrustに相当する運動になっていたと考えられる。この量と、表1と表3の結果からShAFOが最初に処方候補から外された。担当PTが最も関心を持っていた膝スナッピング量に関してGilAFOとLHlikeAFOには有意な差がなかったが、患側立脚からの歩幅と患側による蹴り出しにおいてLHlikeAFOが優れており、このAFOを選択することが妥当と考えられた。なお、担当PTは職歴約10年のベテランであり、今回のデータが呈示されなくともLHlikeAFOを選択していたであろうとのものであった。通常の臨床評価で行われる歩幅計測は一定距離に要する歩数を数えるため、左右別の歩幅は取得されない。計測せずに5cm差を認識できる能力があるか、別の観点から全身の平衡状態などを観察していた可能性がある。ちなみに、理学療法士が明示を希望しなかった異常動作量のうち、分回しに相

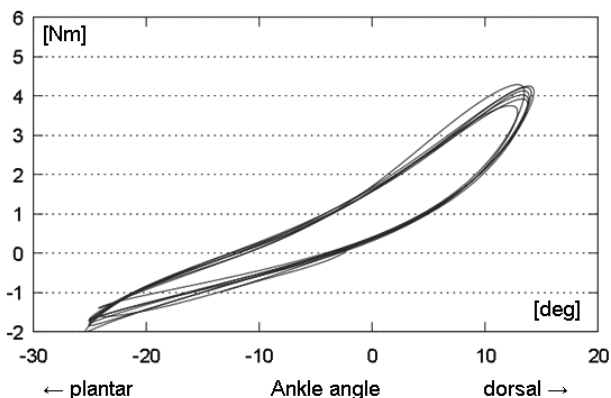


図1 他動的底背屈における受動抵抗モーメント
Fig.1 Ankle angle and resistive moment at 80deg/s

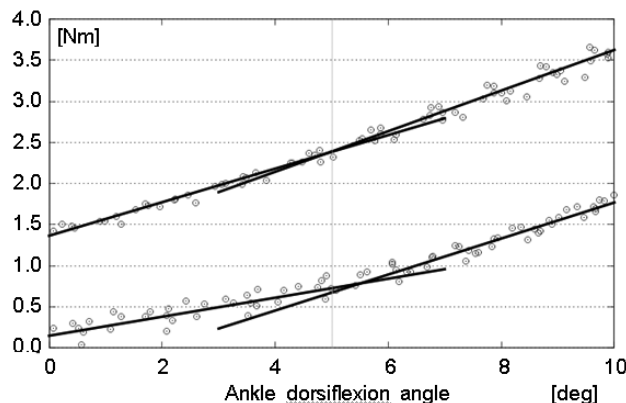


図2 底背屈0度から背屈10度における受動抵抗モーメント（図1の一部の詳細、実線は各5度区間の回帰直線）
Fig.2 Ankle angle and resistive moment with regression lines with respect to each five degrees range

当する股関節最大外転角度についても分析したが、やはり ShAFO が有意に劣り、 GilAFO と LHlikeAFO との間に有意差は認められなかった。

4 全体考察ならびにシステム提案

今回の処方例では試歩行における定量データ分析が臨床経験から導き出される結果と一致し一つの AFO を選択することができたが、PT が意識しないまま観察から得ている情報がないとは言えず、不明な点も残されている。さらに、兵庫リハでは試歩行用の AFO がほぼ 4 種類と限られる上、ジレット以外の足継手を用いた AFO、さらに、初期角度や底（背）屈抵抗の大きさに関して調節機能のある Gait Solution（継手もしくは AFO として供される同 Design）や TAPS などの新しい AFO がラインナップされていないことも本システムの処方限界につながっていると考えられる。フローチャートに沿って主に身体機能面と歩容に関する設問に答えることで 10 種類以上の下肢装具から一つのタイプを選択できる処方システムも発表されている³⁾。臨床現場においてはこの真摯な取組の結果を可能な限り導入すべきと考える。

一方、今後は、生体力学情報をさらに反映し、現行の AFO からのタイプ選択をより合理的にするとともに、調節機能のある AFO のパラメータ決定をも迅速かつ適切に行うため、また、そうした処方経験や具体データの蓄積からさらに AFO 足継手の新機能を設計する基礎データを得ることも期待して AFO 処方支援システムの将来像を描いてみたい。

一部では、筋骨格系に障害のある場合でも、歩行シミュレーションや個別歩行データからのモデル解析により歩行中の関節モーメント・筋力予測を行う⁴⁾ようになってきている。そこで、図 3 のように、力学特性が既知の AFO による試歩行の際、通常の観察による歩行・歩容評価に加えて、目視が困難な運動学・運動学的データも既存の動作解析システムなどにより取り入れ、さらに計算機上のシミュレーションによって、装着者個人用の AFO 力学特性を決定する。製作された当該 AFO の力学特性が希望のものとも一致していることを確認する。

このようなシステムを運用することで最低限の試歩行から比較的短時間で、すなわち装具装着候補者の負担、評価者の人的コスト、AFO 製作コストも低減しながらより良い AFO を提供することが可能になると考えられる。

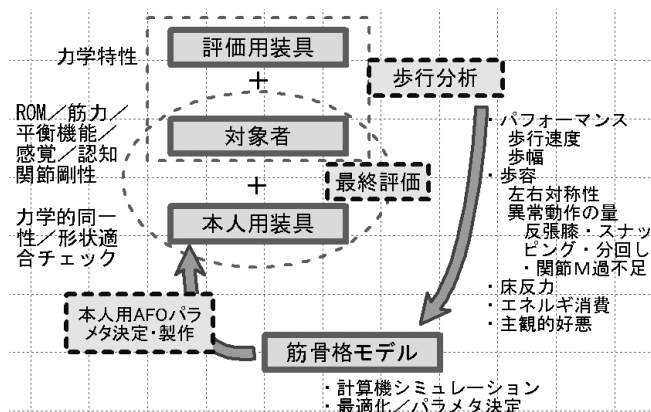


図 3 下肢装具処方支援システムの将来像

Fig.3 Concept of novel prescription support system

5 おわりに

現状では AFO の力学特性が歩行中に変えられないのはもちろん、調節機能があっても日々の装着者の特性変化に合わせて調節することは事実上困難である中で、大きな事故なく推移してきたことは現行の処方システムが一定の役割をはたしていることを示している。しかしながら、目視できない部分を含めて定量データを可能な限り生かすことができなければ、AFO の素材や継手の種類が増える中で処方状況は現在以上のものへと脱却できないばかりか選択にかかる労力と時間が増すことにもつながりかねない。わずかずつであっても処方システムが図示した方向へ進むよう今後も努力を継続したい。

謝辞

兵庫県立総合リハビリテーションセンターリハビリ療法部の理学療法士諸氏に厚く謝意を表する。

参考文献

- 1) 赤澤ほか、“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”、H18福まち報告、pp.132-135
- 2) Perry, J. “GAIT ANALYSIS -Normal and Pathological Function-”, p.227, SLACK Inc. 1992 (邦訳版あり、医歯薬2007)
- 3) 濱野・石田・中田・大面・荒・荒、“装具処方フローチャート作成の試み”、第15回日本義肢装具士協会学術大会講演集、pp.162-163、2008
- 4) 三浦ほか、“受動運動負荷試験による足関節周りの筋弾性要素推定手法の検討”、日本機械学会講演論文集、No.08-53 (21回バイオエンジニアリング講演会)、pp.1-2、2009
- 5) 当研究所HP <http://www.assistech.hwc.or.jp>