

片麻痺者を対象とした歩行リハビリテーション支援のためのコンピュータシミュレーション技術の応用研究 —足関節痙縮モデルおよび短下肢装具装着モデルの検討—

A simulation study to assist ambulation rehabilitation of hemiplegic patients

Construction of hemiplegic gait model with spastic ankle and model wearing an ankle-foot orthosis

赤澤康史 中村俊哉 原 良昭 本田雄一郎 根本和彦

AKAZAWA Yasushi, NAKAMURA Toshiya, HARA Yoshiaki, HONDA Yuichiro, NEMOTO Kazuhiko

キーワード：

リハビリテーション、生体力学、歩容、三次元モデル、足関節剛性

Keywords:

Rehabilitation, Gait synthesis, Computer simulation, Three-dimensional model, Ankle joint stiffness

Abstract:

It is essential for persons with hemiplegia to participate ambulation rehabilitation process based on quantitative assessments of lower limb kinetic function in motion. We aim to utilize three-dimensional computer simulation technology of human locomotion as a useful tool in clinical sites, the technology that has remarkably developed in recent years. In this article, we construct a 3-D musculo-skeletal walking model with hypertonic soleus muscle and also an ankle-foot orthosis wearing model on it. After hundreds of thousands of repeated calculation with micro-scale PC cluster, we obtained ten cycles of ambulation for each of models. It is observed that compensative motion such as circumduction of affected lower limb and contralateral upper limb occurred during gait with hypertonic plantarflexion muscle. On the other hand, gait with AFO indicated reduced abnormality in frontal plane although asymmetric motion such as extreme short step length of non-affected

side was shown in sagittal plane.

1 はじめに

傷病により衰えた歩行能力の回復・維持・向上を図ることは医学的リハビリテーションにおいて重要であり、理学療法において比較的多くの時間が割かれている。しかしながら、臨床における歩行能力評価は歩行速度や歩幅など外部から観察される限定した項目によってなされることが主流であり、運動において重要な役割を果たす関節機能や駆動筋力を歩容や歩行の動力学に関連づけながら個別かつ定量的に捉え、リハビリテーションプログラムに活かすことは事実上困難であった。

近年、科学的根拠に基づくことが診療の常識とされようとする中、臨床現場において評価を可能な限り定量化する意欲が高まっており、それを実現するツールへのニーズも具体化してきている。

運動力学的観点から言えば、重力など外力が与えられる場において歩容を最終的に決定しているのは、ある定まった体節の長さや重量を持つ身体に対して、運動に影響を与え得る筋（複数）がどのタイミングでどれだけ力を発生するかであり、逆に、身体的特徴を備えた適切な歩行モデルを通せば、いくつかの最適化計算により、その歩容を特徴づける主因となる筋が特定でき、訓練目標設定や改善度評価ができるようになる。本研究では、これまでに基礎部分を構築した脳卒中片麻痺歩行シミュレーション技術を臨床のリハビリテーションプログラム検討に

役立つツールに発展させること、すなわち、歩行練習の過程で使用され得る下肢関節機能・筋力評価支援システムを開発すること、そして、短下肢装具を装着した状態で実現可能な歩行もシミュレーションで求め、装具処方参考情報が得られるようにすることを最終目標としている。

初年度である本年度は、実際の患者に即した歩行モデル作成に必要な情報の整理およびソフトウェアへの組み込み方法（入出力インタフェースの仕様）の検討、足関節痙性モデルの改良とシミュレーション計算等を実施した。本稿では、中間報告として、痙縮のある足関節に対して短下肢装具を装着した場合の足関節特性の考え方、および、その考え方に基づくシミュレーション試行について記述する。

2 足関節痙性モデルの改良

2.1 麻痺側・非麻痺側について

我々の研究では、これまでHaseモデル¹⁾を基に左片麻痺を想定したモデル化と、数ストライド分の歩行生成を行ってきた²⁾。生体力学的シミュレーションの範疇では数学的にものごとを捉えるので、得られた結果を左右で入れ替え右片麻痺とすることで問題は生じないが、臨床応用の際には、結果のみならず、モデルパラメタの入力・確認や計算途中段階のグラフィック表示等においても対象者と麻痺側・非麻痺側が異なることは許容されない。本研究においても、左右どちらの麻痺にも対応できるようにする予定であるが、以下、本稿では左片麻痺モデル（の一部）について記述する。

2.2 痙性足関節モデルの改良

(1) 従来モデル

足関節の強い痙性を関節受動抵抗特性で表現したのが従来モデルであり、底背屈特性のみを示すと図1の細実線のようにになる。このモデルでは、外力による背屈に対して抵抗モーメントが発生するという特性は備えているものの、筋長と発生力の関連において生理学的な筋の状態を必ずしも正しく表現しているとは言えない状態であった。

(2) 改良モデルの考え方

そこで本研究では、他動運動時の角度の関数である足関節の受動抵抗特性は正常に戻した上でヒラメ筋に異常緊張を与えることを考える。ここでは、筋張力を生む筋刺激量を最大可能刺激の1%分（すなわち、最大筋張力の1%を発生する刺激）を追加す

ることとした。この追加分は予備的な試行で足関節が底屈することを確認した値であり、実際は筋電位の評価等を反映して決定する必要がある。

なお、筋特性の基本はHaseモデルが採用したHillタイプを踏襲しており、発生力が筋長や筋収縮速度に依存する。また、体性感覚フィードバックの仕組みも維持されている。そのため、上記のような筋刺激量付加による足関節姿勢への影響は直接的にのみならず間接的にも計算され、歩容へ影響を与え得ることになる。

3 短下肢装具装着モデル

3.1 短下肢装具装着モデルの考え方

今回のモデルは、足関節の受動抵抗で痙性を持たせたこれまでのモデルとは異なり、短下肢装具を装着しない裸足では、麻痺側であっても関節周囲組織による受動抵抗は正常であると仮定している。ある剛性を有する短下肢装具を装着することは、中足関節等を持たない本モデルにおいては足関節まわりの受動抵抗特性を変化させることであり、それは、生体本来のものと短下肢装具のものを合成する（算術和をとる）ことで得られる。なお、重力や体節慣性力によるモーメントは他の関節と同様に別途与えられる。

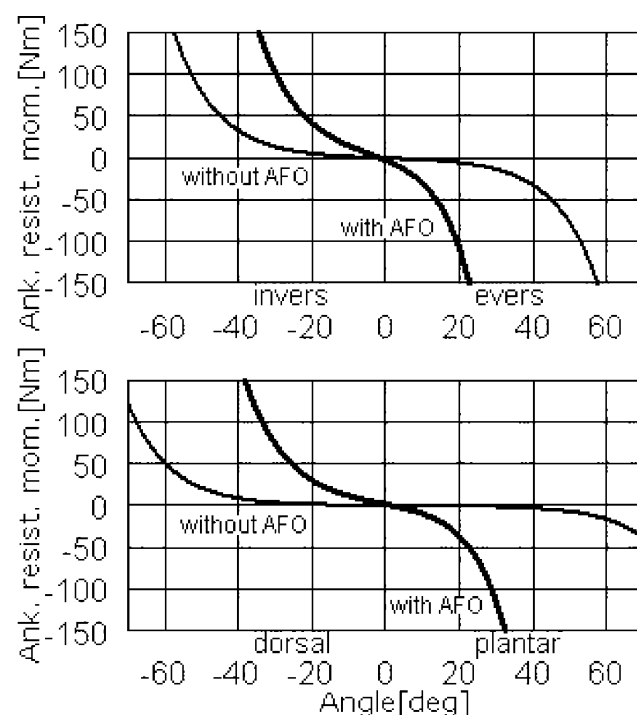


図1 足関節（足継手）剛性（上）内外転、（下）底背屈
Fig.1 Ankle joint stiffness characteristics: Inversion/eversion (upper), Plantar/dorsal flexion (lower)

ここでもう一点考えておかねばならないのは、前節の設定条件により、短下肢装具を装着しない場合、ヒラメ筋の異常緊張によって麻痺側足関節に底屈モーメントが発生し、矯正されない状態では足関節は底屈位となることである。臨床では短下肢装具がある初期背屈角度（通常 5° ）を持ち、装着により底屈しても底背屈 0° を越えて底屈することがないように（遊脚期にフットクリアランスを確保するように）製作される。今回本研究の設定ではヒラメ筋の緊張による足関節底屈モーメントと短下肢装具の背屈（抗底屈）モーメントが釣り合う角度が底背屈 0° となると仮定し、これを装着時の初期状態とする。

3.2 関節受動抵抗の設定

以上の議論を踏まえ設定した足関節受動抵抗を自由度別に図1に示す。図1において細線は装具を装着しない裸足の、太線は装具装着時の各剛性（角度－モーメント関係）特性である。短下肢装具の底背屈剛性と内外転剛性の大きさは文献3～5を参考にして定めた。底背屈角度がほぼ 0° となった状態を初期状態とし、底屈側へは短下肢装具の底屈抵抗特性が支配的になり、また、背屈側には生体の背屈抵抗に装具の背屈抵抗が加わり、生体のみの場合に比べてより大きな受動抵抗を示す特性となっている。

4 歩行の生成と解析

4.1 シミュレーションの実施

従来モデルをベースに歩行を生成するが、より定常な歩行の獲得をめざし、目標ストライド数を10とした。これまでと同様の計算手法で、エネルギー消費率を評価基準として、第4から第8ストライドの5ストライド分を評価対象にシミュレーションを実施した。なお、小規模PCクラスタは従来のものに計算ノードを二台増設し、計算能力を約30%向上させている。

4.2 出力例

既報²⁾と同様の手法でシミュレーションを実施した結果、20万回から50万回の繰り返し計算を経て、当初目標通りの10ストライドの歩行が生成された。ただし、裸足条件においては、進行方向に対する左右方向の振れ幅が比較的大きく、また、連続20歩を獲得した後の試行で17歩め以降に転倒するケースもあるなど、やや不安定な要素が残った。裸足および短下肢装具装着の各条件において生成された歩容をスティックピクチャで図2に示す。なお、評価点の高い5試行分について平均値（±標準偏差）を求めたところ、歩行速度[m/s]はそれぞれ 1.07 ± 0.05 ・ 0.94 ± 0.04 、ストライド長[m]は 1.23 ± 0.04 ・ 0.91 ± 0.02 であり、最も評価点の高かった試行の5ストライド分

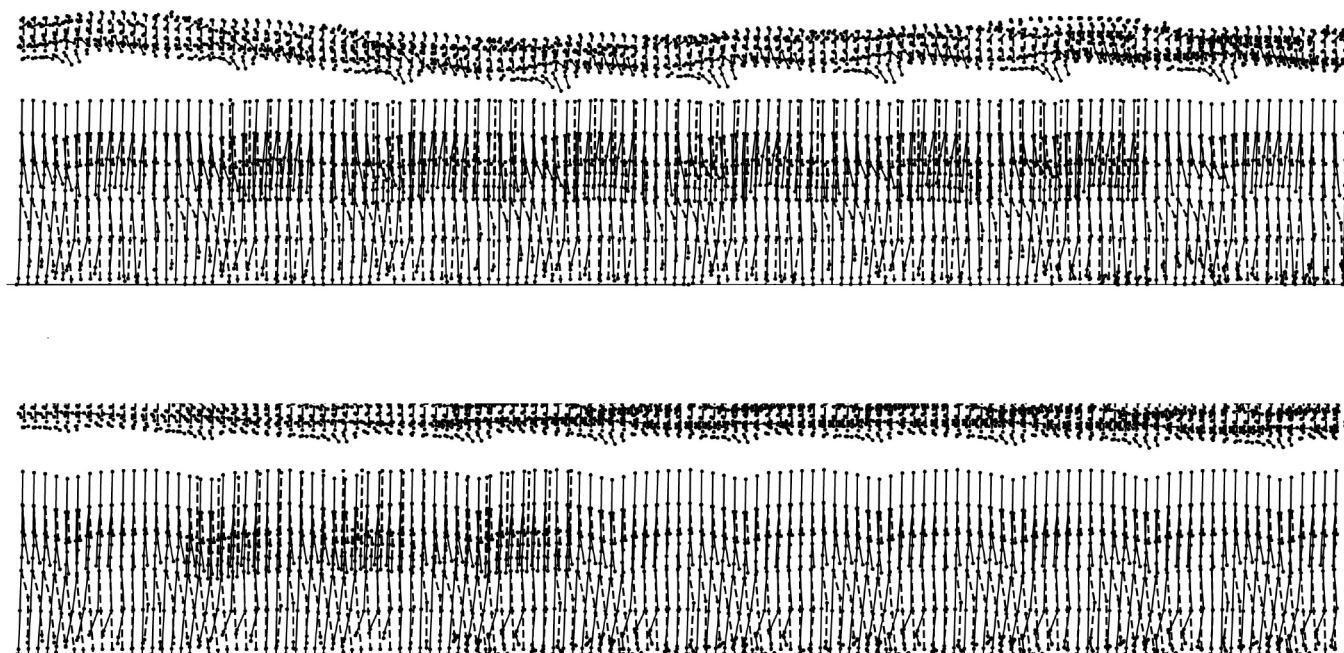


図2 生成された歩行のスティックピクチャ (上) 裸足、(下) 短下肢装具装着
Fig.2 Stick pictures of generated walk : without AFO(upper) and with AFO(lower)

の麻痺側ぶん回し量[°]は $24.7 \pm 4.6 \cdot 8.9 \pm 4.9$ であった(いずれも、裸足、短下肢装具装着の順)。ぶん回し量は図3に示す大腿部外転角度の最大値である。

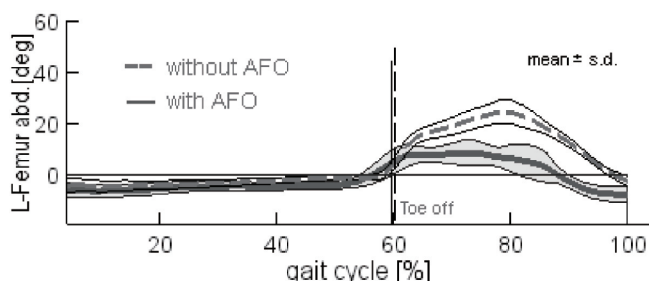


図3 歩行周期で正規化した麻痺側大腿外転角度
破線が裸足、実線が短下肢装具装着条件を示す。
Fig.3 Abduction angle of thigh of affected side.

5 考察

足関節底屈筋であるヒラメ筋において、健常時の最大筋張力のたとえ1%でも常時増加すると、麻痺側下肢ぶん回しや非麻痺側上肢によるバランス確保の運動が出現することが今回のシミュレーションにより示された。また、短下肢装具により足関節周りの剛性を高めることで歩幅の左右差は大きくなるものの、ぶん回し量が大きく減少するとともに進行方向以外の余分な移動あるいは動揺も減少し歩行運動として安定性が増す様子が見られた。下肢ぶん回しは臨床においても特によく観察される代償運動であり、片麻痺歩行の特徴を本モデルでも再現できていると言える。

短下肢装具装着により、遊脚期の底屈が防止され代償運動が減少した一方、背屈しにくさのために麻痺側立脚からの非麻痺側歩幅が反対側に比して極端に小さくなった。このことはどちらも、足関節の運動を制限することが歩容に影響を与えたためであり、短下肢装具の力学的特性が歩容に与える影響を本シミュレーションにより具体的に検討可能であることを示唆している。

6 中間まとめ

ヒラメ筋の異常緊張を想定した片麻痺歩行シミュレーションを実施し、代償運動を伴う連続10ストライドの歩行運動を生成した。また、この片麻痺モデルに対して短下肢装具装着による足関節剛性変更を施すことで歩容が合理的な変化をすることが確認できた。このような技術を臨床可能なものとするため

にはソフトウェア、とくにインタフェース部分の作り込みがとくに重要である。引き続き、臨床家、とりわけ歩行訓練に携わる理学療法士の意見を反映すべくシステム開発を進める予定である。

謝 辞

歩行シミュレーション全般にわたり貴重な助言を頂いた大阪大学大学院基礎工学研究科の田中正夫教授および内藤尚助教(現・金沢大学大学院工学研究科准教授)に心より感謝する。

参考文献

- 1) Hase and Yamazaki, "Computer Simulation Study of Human Locomotion with a Three-Dimensional Entire-Body Neuro-Musculo-Skeletal Model (I. Acquisition of Normal Walking)," JSME Int. J. Series C, vol.45, pp.1040-1050, 2002.
- 2) 赤澤・中村・原ほか、脳卒中片麻痺者の三次元歩行シミュレーションに関する研究、平成24年度福祉のまちづくり研究所報告集、pp.85-90、2013.
- 3) Klasson B, Convery P & Raschke S, "Test apparatus for the measurement of the flexibility of ankle-foot orthoses in planes other than the loaded plane," Prosthet Orthot Int. vol.22(1), pp.45-53, 1998.
- 4) Yamamoto S, Ebina M et al., "Comparative study of mechanical characteristics of plastic AFOs," J Prosthet Orthot., vol.5(2), pp.59-64, 1993.
- 5) Kobayashi T, Leung AK et al., "Design of an automated device to measure sagittal plane stiffness of an articulated ankle-foot orthosis," Prosthet Orthot Int., vol.34(4), pp.439-448, 2010.