

# 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

赤澤康史 中村俊哉 原 良昭 本田雄一郎

## 1 はじめに

脳血管障害は、厚生労働省が把握している患者約124万人(宮城県の一部と福島県を除く)<sup>1)</sup>の約8割が高齢者という病気であり、歩行障害を持つ患者にはリハビリテーション医療において歩行能力の再獲得に注力される。限られた練習時間の中で、できるだけ「長く(安定して)」「速く」歩けるよう、筋力増強やスムーズな運動出力の訓練が図られ、ときには短下肢装具を用いて歩行練習が行なわれている。そこでは一人一人の能力(個別の筋力や平衡機能)の評価が必要であるが、下肢機能の詳細な生体力学機能や短下肢装具の力学特性を定量的に把握するのは容易ではなく、臨床現場では歩容(歩く際の姿かたち)を確認しながら反復練習を実施しているところである。ここに、近年の計算機能力向上を背景に飛躍的に発展しつつある計算力学手法を援用して、個人別の短下肢装具設計あるいは獲得可能な歩容予測を行うことで歩行練習の一層の効率化を実現することにつながる可能性がある。本研究では、小規模ながらPCクラスタを整備し、片麻痺歩行モデルの構築と歩容生成ならびに短下肢装具設計・適合支援手法の提案を行う。

## 2 研究の背景と目的

スーパーコンピュータ(スパコン)京やその競合機種の例で知られるように計算機の演算中央装置(CPU)や周辺回路技術の進展は日進月歩であり、オフィスで常用されるパーソナルコンピュータ(PC)の能力も10年前の少なくとも1000倍に達している。PCを複数台組み合わせるPCクラスタを構築することで比較的少ない導入費用で数世代前のスパコンと同等の計算能力を得ることができる。こうしたことから多くの科学分野でPCクラスタを用いた研究が行われている。

このような環境があるため、これまで実質的な解を得るのが困難であった三次元空間内の身体運動を計算機上で模擬することが可能になってきた。Haseらは、それまで二次元で実施してきたヒト歩行のシミュレーションを三次元に拡張<sup>2)</sup>し、様々な条件下で歩容を生成することに成功した。本研究では長谷らが開発した神経・筋骨格モデルを基に片麻痺の典型的症状を反映させたモデルを構築し、種々の条件で片麻痺歩行の生成を行うこと、また、足関節痙性に対する短下肢装具の効果を見ることで定量的な装具力学特性を得る手法を提案することを目的とした。

## 3 片麻痺モデルの構築と歩行運動生成

### 3.1 筋骨格のモデル

本研究では片麻痺の特徴を有するモデルを構築するため、図1のような骨格および関節点、そして力学的な特性を保持しつつ簡略化した70の筋を有する三次元全身計算モデルをコンピュータ上に作成した。文献を参照して各体節の重量や各筋の走行・付着位置等を設定した。足関節の痙性(不随意な底屈=足先をさげる方向に筋力が発揮されてしまう)は足関節の底屈筋である下腿三頭筋の収縮力を決める刺激量を最大筋力の1~2%常時追加することで表現することとした。関節の拘縮状態は当該関節の受動抵抗を調節することで表現可能であるが、本研究においては関節受動抵抗をすべて正常とした。

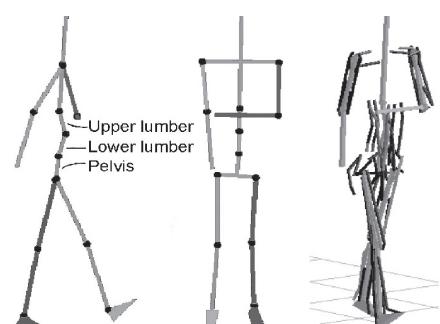


図1 筋骨格モデルと筋配置

### 3.2 神経モデルと外力作用

関節駆動において関節自由度ごとに一定のリズムを持つという仮定を反映している。また、筋長(およびその変化率)や関節角度など体性感覚からのフィードバックも勘案し筋の収縮力を司る刺激の大きさが決まる。外力としては当然重力および床反力が作用する。足部の左右それぞれの足底4箇所(踵部の内外側および足尖部の内外側)で床と接し得ることとし、それぞれの箇所の粘弾性要素に生じる力を算出する。

### 3.3 計算手法

前述のモデルに対して、重心および各関節の位置・速度・各筋刺激量などの初期値を与え時間に関して積分すると運動が発生する。生成された運動を評価し、最初は歩数の伸びを重視し、所定の歩数を達成した後は移動効率を重視するように評価関数を切り替える。その際、500個体分の初期値を用意し、生成された運動の中からより評価値の高いものを次の世代の初期値セットにするが、いわゆる遺伝的アルゴリズム（交叉確率0.6、突然変異率0.3）も採用した。この手法は非常に多くの連立方程式を解く作業に他ならず、膨大な計算量を許容可能な処理時間でこなすため、表1のような小規模PCクラスタを構築した。

表1 小規模PCクラスタの概要

ノード数	サーバー： 1 計算ノード： 8
コア数	32 (計算ノード合計)
CPU	Intel Core i5-2400/3470
ネットワーク	Gigabit Ethernet
OS	CentOS 5.7 x86_64
並列化ライブラリ	MPICH2 1.4.1p1
ジョブスケジューラ	Torque 2.7

## 4 条件設定および結果

片麻痺者の痙性による足関節底屈は下腿三頭筋の異常緊張によって引き起こされる。ここでは、異常緊張がない（条件A）、ヒラメ筋に最大筋収縮力の2%が常に付加（条件B）、多用される靴べら型短下肢装具を条件Bに装着（条件C）の3条件でシミュレーションを実行した結果について述べる。

運動に関する最初の初期値セットは通常の歩行データを参照しながら決めたが、歩き出すまでには試行錯誤が必要であった。数歩の歩行が成立した後も、一歩ごとに歩容が異なっており、転倒やコース外への脱出にいたることが多かった。規定歩数を達成した後は25万回の試行を実施するのに約24時間を要した。

結果としてすべての条件で10ストライド(重複歩、すなわち20歩)以上の歩行が得られた。それらは麻痺足を前に出す際の歩幅が非麻痺側歩幅より大きいなど左右非対称であり片麻痺歩行の特徴を有していた。条件Bでは遊脚期（脚を振って地面から離れている間）に麻痺側下肢を大きく外側へ振り出す「ぶん回し」が生じたが、条件Cでは、ほぼ元通りの下肢の振り出し方になった（図2）。中間の6ストライド分を解析区間としてエネルギー効率（単位距離・体重あたりの消費エネルギー）を比較したところ、条件Bが他に比べて悪かった。ぶん回しは遊脚期に足先が床に触れないようにするための代償運動であり、また、その異常緊張があるまでも短下肢装具により足関節姿勢を矯正することで、歩容が正常に近づくことが示された。これらは臨床で観察される歩容と合致しており本シミュレーション手法の妥当性を示す。ただし、通常より大きく膝を挙上する動きも現れておりさらに精密なモデル化も必要と考えられた。

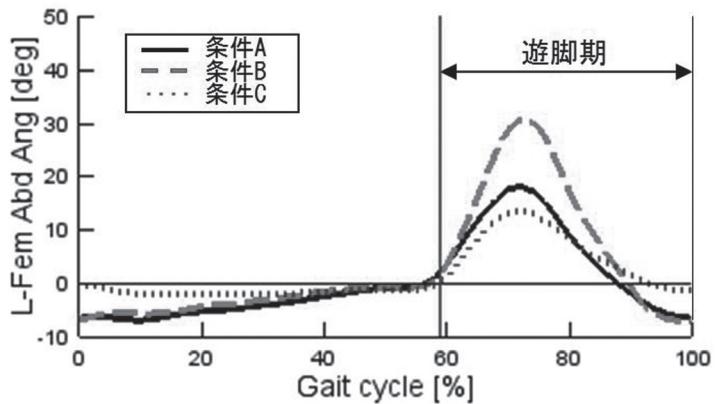


図2 ぶん回しの大きさの相違

条件A：異常緊張なし、条件B：足関節痙性あり、条件C：短下肢装具装着（詳細は本文参照）。分析対象区間の移動効率が最良の試行を条件ごとに選び歩行周期で正規化して平均値を計算した。標準偏差は図示していないがそれぞれ最大6.9、7.2、2.6[°]であった。

## 5 おわりに

計算力学的手法を用いて三次元空間内の片麻痺歩行が生成可能であること、短下肢装具装着により歩容が改善されることを例示した。個人個人の筋骨格情報のモデルへの導入方法が課題であるが、最初に試行する評価用短下肢装具を選択する基準として十分参考になる程度の精度を得られる目途がついている。このような技術をさらに磨いて臨床に役立ツールに仕上げることが重要である。

片麻痺歩行に関して兵庫県立総合リハセンターの理学療法士諸氏より、また、シミュレーション手法に関して大阪大学の田中正夫先生・内藤尚（現金沢大学）先生より多大なご助言を賜った。記して感謝する。

## 参考文献

- 厚生労働省：平成23年患者調査の概況、<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/11/> (H27.1アクセス)
- Hase et al. : "Computer Simulation Study of Human Locomotion with a Three-Dimensional Entire-Body Neuro-Musculo-Skeletal Model (I)," JSME Int. J. Series C, vol.45, pp.1040-1050, 2002.