

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 —片麻痺モデルの構築および代償運動を含む歩行の生成—

A study on ankle-foot orthoses design for hemiplegic patients using three dimensional walking simulation

Construction of a hemiplegic gait model and generation of walking pattern with compensatory movement

赤澤 康史 中村 俊哉 原 良昭

AKAZAWA Yasushi, NAKAMURA Toshiya, HARA Yoshiaki

キーワード：

リハビリテーション、歩容、生体力学的シミュレーション、下肢分回し

Keywords:

Rehabilitation, Gait synthesis, Computer simulation, Lower limb circumduction

Abstract:

It is important that an ankle-foot orthosis (AFO) for hemiplegic patient is designed with biomechanically rational approach and (passively) generates appropriate forces or moments in use. To realize AFO design mechanically suitable for an individual, it is necessary to understand joints movement produced by summation of each muscle tension during gait. The authors proposed a hemiplegic three dimensional neuro-musculo-skeletal model which has 23 degrees of freedom for joints, 70 muscles, and attempted to simulate walk and to identify muscle forces and joint movements. In our simulation, more than six strides of walk was successfully produced and gait with circumduction was observed.

1 はじめに

脳卒中のリハビリテーションにおいて歩行能力の再獲得は重要な課題であり、通常、座位・立位練習から段階的に移行して多くの時間が割かれる。歩容は消費する運動エネルギーと密接に関連しており、歩容の決定因子を力学的な観点から見ると、重力・床

反力および歩行する本人が発生する筋力、ならびに、体節の重量や慣性モーメントおよび関節ごとの抵抗である。これらのすべてを把握することは簡単ではないため、臨床では観察に重点がおかれた評価、それに基づくリハビリテーションプログラム構築が一般に行われている。

本研究では、身体特性を既知とした場合にどのような歩行・歩容が可能となるかを順動力学的手法で求め、歩行時のヒト生体内力を推量する方法を提示することで、歩行評価がより科学的根拠に基づくものとなるよう支援としたい。また、個人に合った下肢装具力学特性が得られる設計ツールの確立も視野におく。初年度は片麻痺モデルを構築し、計算機上で歩行を生成し、一部の代償運動と麻痺側膝の屈曲抵抗との関係について定量的に検討したので報告する。

2 片麻痺歩行を対象としたシミュレーション研究の必要性

近年、二足歩行・多足歩行の研究ならびにそれらを基盤としたロボット開発が盛んである。しかしながら、それらは健常な生体を模範としていることがほとんどであるし、健常に近づけない場合であっても、運動の左右対称性を確保することは当然のこととして取り組まれている。翻って、脳血管障害により運動麻痺が残存する場合、片麻痺という呼称が示すとおり、左右非対称の運動機能を持つのであり、通常の二足歩行研究を直裁に適用して、ある対象者が現有の機能で行える最良の歩容を提示することは困難である。また、装具など外的要因を加えて歩容

を矯正するにあたり、これまでの、身体内部の、とくに関節運動を決定する主因である筋発生力を未知のまま取り扱ってきたが、本来、各筋が発生する力の大きさやタイミングを把握することが歩行リハビリテーションにとって重要であるはずである。骨格とそれを取り巻く駆動系である筋の配置が既知であれば、それをもとに構築したモデルにおいて、各筋に仮想的に発生力を与えることで、重力や床反力が作用する空間内において運動を規定できる。このような順動力学的な手法、すなわちシミュレーションによって、障害があっても可能な歩容、あるいは、目標とする歩容を実現するのに必要な（ある特定の筋の）筋力、さらには、運動を補助したり制限したりすることで歩容や歩行の効率を改善する装具の力学特性等を事前に知ることができる可能性があるのである。なお、二次元に比べ計算コストが格段に増える三次元で検討を行う意義は、左右非対称性の運動を取り扱うほか、片麻痺歩行によく見られる骨盤の挙上や分回しなどの代償動作が矢状面外の運動成分を主とすることによる。

3 3次元神経・筋骨格を有する片麻痺モデルの構築

3.1 モデル構築にあたっての考え方

本研究では長谷らが開発した神経・筋骨格モデル¹⁾を基に片麻痺の関節症状を反映させたモデルを構築する。長谷モデルを基本とする理由は、すでに健常モデルならびに障害モデルで複数歩を生成した実績を有すること、また、これを応用した股義足モデル²⁾においても生体力学的に合理的な結果が得られていることなどである。本研究においては、まず、端的な例として、足関節が比較的強い癒性のため不随意に底屈し、膝関節にも屈曲抵抗 (stiff-knee) を有する片麻痺を想定したモデル (変動させる関節条件についてはシミュレーション試行の項で詳述) による歩行生成を試みる。

3.2 筋骨格モデルおよび神経モデル

(1) 骨格モデル

図1左に示すように、骨格構造は頭・胸部・両上肢・腰部上部・腰部下部・両下肢からなり、それぞれを剛体と仮定しており全リンク数は14である。また、関節自由度は計23であり、その内訳は、胸 (上体) 腰部間1・腰部1・腰部骨盤間3、下肢は左右それぞれ股3・膝1・足関節2、上肢は左右それぞれ

肩2・肘1である。運動の計算に際しては、空間に対する重心の自由度3が加えられる。なお、左上肢は身体の前における保持状態を模するため、解剖学的基本肢位に対して肩屈曲15°・肩内旋90°・肘屈曲90°で固定とした。

(2) 筋モデル

筋はその走行ができるだけ生体に近似するように70筋を配置した。今回の骨格モデルに対して配置した筋を加えたものを図1右に示す。

(3) 神経モデル

神経系による運動支配を模するため、リズム生成・体性感覚フィードバック・末梢システムが統合されたモデルを用いる。リズムを生成する神経振動子は駆動関節の自由度に対応して23個を有し、感覚フィードバック信号は身体運動の非対称性を実現するため左右独立とした。また、末梢システムは神経モデルの入力を受け各筋ごとの刺激を発生する。

4 アルゴリズムと計算環境

4.1 計算手法

これまでに構築した筋骨格モデルおよび神経モデルに関する微分方程式を、ある初期条件の下で数値積分することで身体運動が生成される。この際、初期条件および制御系といえる神経モデルのパラメータによって運動パターンが決まる。この生成された運動を、移動効率、すなわち移動距離を消費エネルギーで除した量で評価を行う。この量を評価関数として用い、遺伝的アルゴリズムにより初期条件および神経モデルのパラメータを調整することで、ある基準の歩数 (ここでは、6ストライド) 以上継続する歩行運動を生成する。

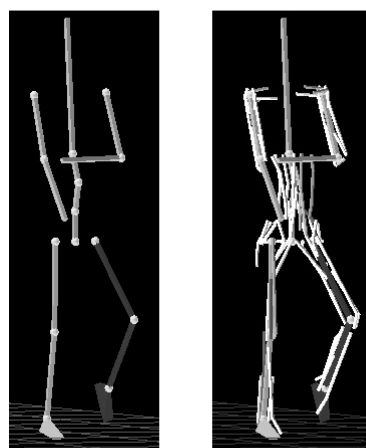


図1 筋骨格モデル (左) および筋配置 (右)
Fig.1 Musculo-skeletal model

4.2 転倒の判断

転倒の判断は、規定歩数を達成する前に、腰部が規定の高さ（立位時の約85%）以下になった場合、遊脚期中の足部と地面との最低距離、いわゆるフットクリアランスが25mmを下回った場合、および、下肢どうしが接触した場合とした。なお、進行方向の基準線（スタート位置における身体中心）から側方へずれるほど評価値が下がるようペナルティ関数を調整した。

4.3 計算機システム

本モデルの運動を規定するためには、各筋の刺激量を定め、各体節の運動方程式を解く必要がある。具体的には、神経モデルで70元1階、筋骨格モデルで52元1階のそれぞれの連立微分方程式に対して、ある初期条件で数値積分（ここでは時間刻みは0.4[msec]とした）を行い、4.1節の探索計算も行う必要があるため、表1のような小規模PCクラスタを構築することとした。PCクラスタは、複数のCPUに処理を分散する、いわゆる並列化によって計算時間を短縮するものである。円周率を算出する簡単なプログラムで確認したところ、ノート型PC（CPU:Core2Duo、2.53GHz）の約19.2倍、クラスタを構成するのと同じの1台のPCのみの約3.9倍の計算速度となっていた。

表1 小規模PCクラスタの諸元
Table 1 “Micro-scale” PC cluster specification

Number of nodes	4
Number of cores	16
CPU	Intel Core i5 2400
Networking	Gigabit Ethernet
OS	Linux(CentOS 5.7 x86_64)
Parallelization libralies	mpich2 / OpenMP
Job scheduler	Torque 2.7

5 シミュレーションの試行

5.1 条件設定：身体モデル力学特性

本研究では、第3章の片麻痺モデルに対して次のような関節特性を持たせることとした。すなわち、まず、股関節の受動特性について文献3を参考に、麻痺側（左）中立位を外旋15°・外転5°となるように正常（解剖学的正位）モデルからそれぞれシフト

した。麻痺側膝については、いわゆるstiff-kneeを想定し、正常（条件A）と比較的弱いstiff-knee様（条件B）および比較的強いstiff-knee様（条件C）の計3種とし、図2に示す屈曲伸展受動特性を持たせた。なお、非麻痺側膝を便宜上条件Nと表記する。さらに足関節は、麻痺側においてのみ足関節背屈抵抗が底屈35°から増大し始め底背屈0°では約60Nmとなる強い癒性を模するものとした。

5.2 計算の実施

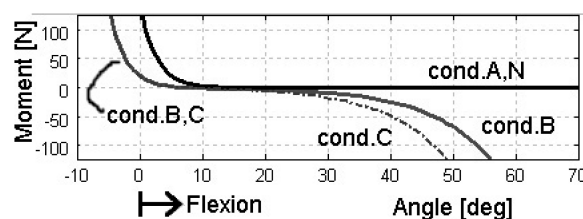


図2 膝関節受動抵抗特性
Fig.2 Angle-resistive moment curves of knees

当該PCクラスタを用いて5万サイクルから最大40万サイクルの繰り返し探索計算を行った結果、設定したいずれの条件においても6ストライド以上の歩行が得られた。一条件あたりの平均所要計算時間は約30時間であった。

5.3 出力結果における注目点

今回得られた結果を概観すると、左右非対称の歩行運動が生成され、遊脚期における足先の接地を防ぐための代償動作としていわゆる分回しが発生しているケースが多く観察された。そこで、設定した膝関節機能と分回しの大きさについて検討することとする。ここでは、遊脚期の大腿の空間における外転角を分回し（量）と定義した⁴⁾。

5.4 膝関節屈曲抵抗と分回し量の関係

条件AおよびCについて、歩行周期で正規化した5歩分の分回し量の平均および標準偏差の時間変化を図3aに示す。Stiff-kneeでは、膝正常条件に比して大きな分回しが現れる傾向が見られた。条件Aでは、離床時から分回しが生じ始めるのに対し、条件Cでは離床前から分回しを開始される上、ばらつきが大きく、ピークの出現も遊脚中期、歩行周期の約76%の時点と遅い。また、ピーク値は、条件N、A、B、Cでそれぞれ、 $2.9 \pm 3.2^\circ$ 、 $15.7 \pm 2.5^\circ$ 、 $22.7 \pm 2.5^\circ$ 、 $37.7 \pm 9.5^\circ$ であり、屈曲抵抗が大きいほど分回し量が大きくなった。図4に条件ごとの最大分回し量の

分布を示す。多重 t 検定 (Holmの方法による補正あり) の結果、すべての条件間に有意差が認められた。

5.5 考 察

Perryによれば、正常な膝屈曲がなければ、骨盤挙上または遊脚の分回しまたは反対側の伸び上がりによって代償しなければならない⁵⁾。今回のシミュレーション結果では非麻痺側の伸び上がりはほとんど観察されなかった。前述の二条件の麻痺側膝屈曲角 (図 3 b) を見てみると、条件 A では、最大膝屈曲は歩行周期の約 76% に出現し、大きさは $67.1 \pm 1.6^\circ$ と健常者とほぼ同等であった。一方で条件 C では離床とほぼ同時か直後に膝屈曲が最大となり、 $49.8 \pm 1.8^\circ$ であった。これは、屈曲抵抗の大きさを直接反映するとともに離床のしにくさへの影響を表しており、その後の遊脚期における分回しという代償につながる理由と考えられる。逆に見ると、膝が屈曲しにくい状況を何らかの手段でわずかも改善すると、歩容は大きく健常に近づく可能性があると言うこともできる。

6 中間まとめ

強い痙攣性足関節を有する片麻痺筋骨格計算モデルを構築し、歩行を生成したところ、膝屈曲抵抗が大きいほど代償動作である分回しが大きくなるなど妥当な結果が得られた。今後は、個別対応モデルの構築方法の確立、ならびに、障害に応じた装具設計指針が得られるシミュレーションシステムへの発展が課題である。

謝 辞

片麻痺者の歩容とリハビリテーション手法に関してご示唆頂いた兵庫県立総合リハビリテーションセンターの理学療法士ほかスタッフ諸氏に謝意を表す。また、歩行シミュレーションの理論から PC クラスタ構築および実計算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・内藤尚助教に心より感謝する。

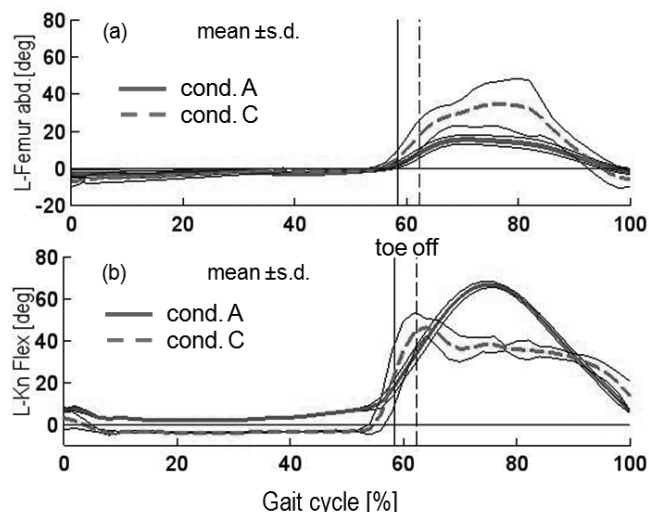


図 3 歩行周期で正規化した a: 分回し量、b: 膝屈曲角度
Fig.3 Circumductions (a) and Knee flexion angles (b) normalized to gait cycle (cond.A&C)

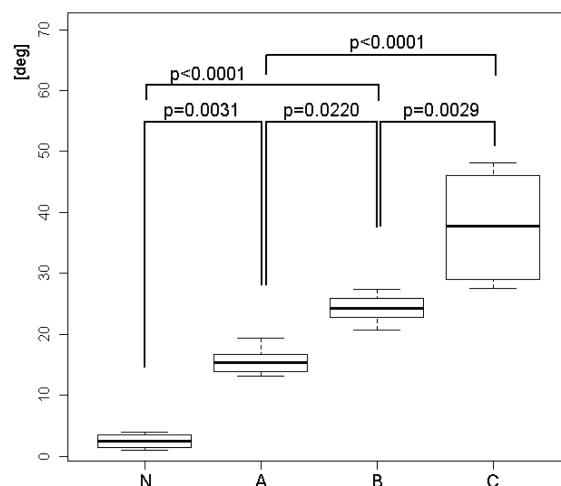


図 4 膝条件による最大分回し量の違い
Fig.4 Boxplot of maximum circumductions

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) 内藤、長谷ら, "神経・筋骨格系を有する 3 次元股義足歩行シミュレーションモデルの開発," バイオメカニズム学会誌, vol.29, pp.160-169, 2005.
- 3) Cibulka, Stube et al., "Symmetrical and asymmetrical hip rotation and its relationship to hip rotator muscle strength", Clin Biomech, Vol.25, pp.56-62, 2010.
- 4) Kerrigan, Frates et al., "Hip Hiking and Circumduction: Quantitative Definitions", Am J Phys Med Rehab, Vol.79, pp.247-252, 2000.
- 5) Perry, "Gait Analysis", Slack inc., 1992.