

## 足関節底屈筋の過緊張が代償運動に与える影響の 歩行シミュレーションによる検討

### Simulation analysis of compensatory movements of a hemiplegic patient with hypertonic soleus

○赤澤康史(兵庫福まち研) 内藤 尚(阪大基工)  
松本健志(阪大基工) 田中正夫(阪大基工)

Yasushi AKAZAWA, The Hyogo Institute of Assistive Technology / Osaka Univ.  
Hisashi NAITO, Osaka University  
Takeshi MATSUMOTO, Osaka University  
Masao TANAKA, Osaka University

**Abstract:** It is important for hemiplegic patients to be evaluated and predicted their walking performance safely under evidence-based rehabilitation medicine. In this article, the authors constructed a three-dimensional neuro-musculo-skeletal model of a person with hemiplegia which has 23 degrees of freedom for joints, 70 muscles and a neuronal system composed of 70 central pattern generators. Gaits more than seven strides were produced computationally for different degrees of muscle contraction. It was observed that lower limb circumduction occurred in all hemiplegic models with hypertonic soleus, of which the soleus muscle contraction were increased by one, three and five percent of maximum voluntary contraction. By analysis of gait pattern, it was shown that the strength of soleus muscle hypertonia might affect the magnitude of the circumduction movement of hemiplegic leg.

**Key Words:** Rehabilitation, Gait synthesis, Computer simulation, Ankle plantar flexor hypertonia, Circumduction

#### 1. 緒言

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、とくに近年、安全を重視した上で科学的根拠に基づくリハビリテーションプログラム構築がより求められるようになってきた。ヒト全身の三次元運動シミュレーション技術が臨床で手軽に利用できるようなれば、多くの患者の歩容が予測でき、歩行練習プログラムの検討が安全に行える可能性がある。

本研究では、下肢伸展優位状態の片麻痺者をモデル化し、足関節底屈筋の一つであるヒラメ筋の異常緊張の度合いが歩容にどのように影響するか調べたので報告する。

#### 2. 片麻痺歩行モデル

##### 2-1 モデル構築にあたっての考え方

本研究では、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 Hase らの神経・筋骨格モデルならびにシミュレーション手法<sup>1)</sup>を基に左を患側とする片麻痺の下肢伸展優位状態を反映させたモデルを構築する。膝関節が「比較的強い」屈曲抵抗を有する、いわゆる stiff-knee を設定した上で、足関節が底屈筋の緊張亢進によって不随意に底屈する状態を想定することとする。

##### 2-2 筋骨格モデルおよび神経モデル

###### (1) 骨格モデル

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(上部)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(底背屈・内外転)、上肢は左右それぞれ肩2(屈曲伸展・内外転)・肘1である。運動の計算に際しては、空間に対する重心の並進自由度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

Hase モデルに対して、肩内外転・足関節内外転にかかわる筋を追加し、合計筋数は全身で70である。足関節底屈には腓腹筋とヒラメ筋が関与するが、今回は底屈筋の異常緊張モデルとして単関節筋であるヒラメ筋のみが最大筋力の1%、3%、5%、を常に発揮するものとし、それぞれ条件 AS01, AS03, AS05 と呼ぶこととする。

る。

###### (3) 神経モデル

神経モデルは、Hase モデルに対して増加した自由度への対応を施すほかは同一の仕組みを持つ。各関節を駆動する筋は筋長・関節角度など体性感覚からのフィードバックを勘案しそれらを重畳して刺激の大きさを決するシステムである。本モデルの神経系パラメータは、それぞれの刺激量/パラメータに応じた収縮を行うが、駆動関節の自由度ごとの一定のリズム生成、身体運動の非対称性を実現するため、対側の影響を受けないこととした。

###### (4) 関節受動抵抗の設定

股関節については麻痺側中立位を外旋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、stiff-knee を想定し、図1左に示す正常な(右の)膝に対して、同図右グラフのように屈曲約10°から屈曲抵抗が発生し屈曲40°で約50Nmの抵抗が発生する特性とした。足関節につ

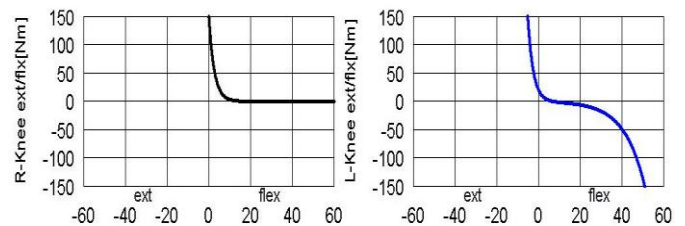


Fig.1 Angle-resistive moment curves of knee joints

いては、前述のように底屈筋の異常緊張はあるが、受動抵抗としては左右とも正常と仮定した。

#### 3. シミュレーションの実施

##### 3-1 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に対して、移動効率、すなわち移動距離を消費エネルギーで除し

た量により評価を行う。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、7ストライド)以上継続する歩行運動を生成する。

3-2 計算の実行

定常歩行を成立させる前段階として、初期値の設定をどのように行うかが、一周期の歩行の生成に大きく影響する。最初の遊脚の運動および接地がある程度妥当なものになるよう試行錯誤的に調整した後は、PCクラスタを用いた5万サイクルから最大55万サイクルの繰り返し探索計算を行った。

3-3 計算結果

AS01・AS03・AS05のいずれの条件でも7ストライド以上の歩行が得られた。歩行の評価値が高かったものから5つの試行を選び、各々の第2から第6ストライドの5ストライド分について歩行周期で正規化し、歩行速度・ストライド長の平均値および標準偏差を求めた。また、当該5ストライド分の代謝を含む消費エネルギーを重力加速度で除したエネルギー消費率(Energy Consumption Rate, 以下 ECR とする)も求め、合わせて表1に示す。これらの量については各条件間に有意差(有意水準は $p < 0.05$ とした)はなかった。

生成された各歩行は左右非対称な運動であった。図1に条件AS01の場合の麻痺側足関節の足接地からの一周期分の底背屈角度(底屈を正とする)を示す。麻痺側足関節は立脚末期から底屈し始め歩行周期約58%の離床直後に最大底屈となった後、やや背屈するが、遊脚期を通じて底屈位を示した。AS03およびAS05にも同様のパターンが見られ、遊脚中期・後期の安定した底屈の大きさは、AS01が $47.0 \pm 0.7$  [°], AS03が $61.1 \pm 0.2$  [°], AS05が $67.2 \pm 0.2$  [°]であった。また、すべての条件で爪先接地で立脚が開始され、AS05では立脚中期の後半でようやく全足底接地になる様子が見られた。

さらに、今回得られた歩行では患側下肢の遊脚期にぶん回しが観察された。ぶん回しの定量評価のため、前顔面における大腿部の角度<sup>(2)</sup>(外転方向を正とする)を採ることとし、条件ごとに歩行評価値の高い方から5試行分の最大ぶん回し量を求め図2に分布を示す。図2中のp値は平均値の差のt検定(Bonferroni法による調整済み)によるものである。図2のとおり、有意水準を $p < 0.05$ とするとAS03とAS05との間に有意差はなかったが、AS03およびAS05はAS01よりぶん回し量が有意に大きかった。

4. 考察

ヒラメ筋が最大筋張力の1%でも常時緊張すれば、代償運動である同側下肢のぶん回しが生じた。緊張の度合いが(最大筋張力の+1%, +3%, +5%と)大きくなるにつれ、ぶん回し量が大きくなる傾向が見られた。ただし、AS03とAS05のぶん回し量に有意差はなかった。この理由として次のように考えられる。まず、わずか1%分の緊張であってもぶん回しが生じたのは、底屈した足関節に対して前脛骨筋を働かせて底背屈約0°まで戻したり、非麻痺側の伸び上がりを行ったりすることによってトウクリアランスを確保するよりもエネルギー的に有利であったためである。また、AS03とAS05との間にぶん回し量の差が見られなかったのは、AS03とAS05ではトウオフ直後を除く遊脚期の足関節底屈角度が約60°以上と一定かつ両者の間に顕著な差がなかったことから、トウクリアランスを確保するための代償運動にも明確な差が現れなかったものと推察される。ぶん回しの量が大きければ下肢の運動量が増加するため、移動効率が悪くなると予測されたが、表1に示したようにECRに差があるとは言えなかった。これについては5ストライド分では差が検出できなかったのか、エネルギー消費の差が少なくなるような他の身体運動があるのか今後検討したい。今回の条件では足関節底屈に関与するもう一つの大きな要素、すなわち腓腹筋について一切条件をつけなかった。二関節筋である腓腹筋が過緊張状態にあれば歩容もより複雑になるはずである。ヒトを被験者とする実験では、これら二つの筋の機能を分離して観察す

Table 1 Walk. speed, Stride length & Energy consumption rate.

	Walk. speed [m/s]	Stride length[m]	Energy consumpt. rate [-]
AS01	1.28±0.07	1.47±0.07	1.04±0.06
AS03	1.22±0.05	1.39±0.07	1.08±0.03
AS05	1.25±0.06	1.39±0.06	1.10±0.07

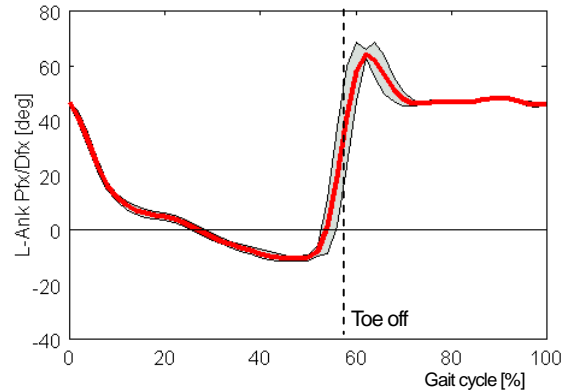


Fig.1 Example of ankle plantar flexion angle

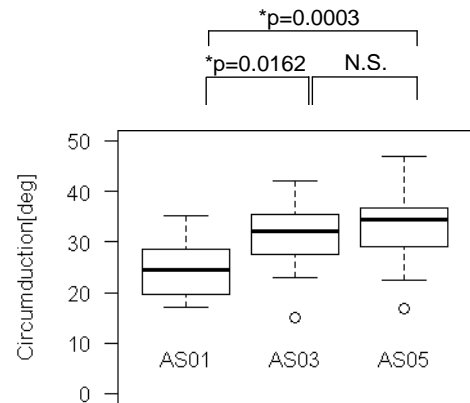


Fig.2 Boxplot of maximum circumductions.

AS01: +1%, AS03:+3%, AS05:+5% abnormal tension of soleus.

ることは困難である。腓腹筋も加味した新たな条件設定でシミュレーションを行うことで、より現実に即した筋活動パターン予測、それに基づくリハビリテーションプログラム構築支援を可能にしていきたい。

5. 結語

膝に屈曲抵抗を有する片麻痺歩行計算モデルを構築し、ヒラメ筋に異常緊張を与えたところ、遊脚期にトウクリアランスの確保するための下肢ぶん回しが生じ、その大きさは緊張度の影響を受けるという結果が得られた。今後は症状をさらに精密に再現できるモデルを構築してシミュレーションを実施するとともにリハビリテーション練習の効果予測が行えるシステムにつなげていく予定である。

参考文献

- (1) Hase, K. and Yamazaki, N., "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(2002), pp. 1040-1050.
- (2) Kerrigan et al., "Hip Hiking and Circumduction: Quantitative Definitions", *Am J Phys Med Rehab*, Vol. 79(2000), pp. 247-252.