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 - 痙性麻痺歩行の生成と短下肢装具特性による影響の検討-

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

Gait pattern affected by ankle-foot orthosis plantar flexion stiffness

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、代償運動、 短下肢装具

Keywords:

Rehabilitation, Gait synthesis, Computer simulation, Compensatory movement, Ankle joint stiffness

Abstract:

In an evidence-based rehabilitation context, establishment of a new ankle-foot orthosis (AFO) design method is required to make each user to obtain a mechanically appropriate AFO (fitting the individual physical condition). In this article, we constructed a three dimensional neuro-musculoskeletal model for walking simulation of a person with hemiplegia and generated gait with or without AFO. Circumductive motion of affected lower limb was observed at the without-AFO conditon, however the maximum magnitude of the compensatory movements were significantly reduced at AFO wearing conditions. Among four stiffness conditions of AFO, which caused different plantar flexion stiffness around ankle joint, energy consumption rate did not indicate significant differences, while the external rotation angle immediate after heel contact increased with gain in the plantar flexion stiffness of AFO. This result indicates the possibility to infer effects of AFO characteristics to wearers' gait prior to clinical trials.

1 はじめに

脳卒中の医学的リハビリテーションにおいて歩行 能力の回復や維持は重要な課題であり、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。 一方で、メカトロニクスやロボット技術を応用した 下肢装具が開発・生産され期待が高まる中、適用と 効果判定における科学的根拠が求められている。

本研究では、関節受動抵抗や発揮可能な最大筋力 などの身体特性が既知である場合にどのような歩 行・歩容が移動効率の上で最も妥当であるかを探る ため、順動力学的手法を駆使して、膝関節・足関節 ともに痙性麻痺の状態を模擬した場合の代償運動を 含む歩容について検討してきた。今年度はこの手法 を一歩進め、一旦代償運動を含む歩容を獲得した後、 短下肢装具装着を想定した変更を加えたモデルに対 して歩行シミュレーションを実施し、得られた歩行・ 歩容から、装具力学特性が歩行時の消費エネルギや 歩容に及ぼす影響を定量的に検討する。このような 技術が臨床で使用可能になれば、歩行評価がより科 学的根拠に基づくものとなるだけでなく、個人個人 に合った下肢装具力学特性が事前に安全に得られる こととなり、利用者最優先のリハビリテーション医 療の実現に貢献できると考えられる。

2 3次元神経・筋骨格片麻痺モデル

2.1 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。Hase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。本研究では昨年度、 まず、下肢伸展優位の例として、足関節が比較的強 い痙性のため不随意に底屈し強い背屈抵抗を示すこ とに加え、膝関節に対して正常および3種の屈曲抵 抗(stiff-knee)の計4種類の片麻痺症状を想定し たモデルを構築した。本章では、次節以降、骨格・筋・ 神経モデルを示した後、関節受動抵抗の設定につい て述べるが、膝関節については、前年モデルの中か ら、「比較的強い」膝屈曲抵抗を有するものを採り 上げ再掲し、その後に、短下肢装具装着を想定して 足関節周りの受動特性に変更を加える。

2.2 筋骨格モデルおよび神経モデル

(1) 骨格モデル

図1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(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



図1 骨格モデル:矢状面 (左)・前額面 (右) Fig.1 Skeletal model: sagittal view (left) and frontal view (right).

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モデルに対して追加された筋は、肩内外転・ 足関節内外転にかかわるものであり、合計筋数は全 身で70となった。それらの配置(付着位置や走行)は、 オリジナルモデルと同様に、できるだけ生体に近似 するようにした。今回の骨格モデルに配置した筋を 加えたものを図2に示す。

(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それぞれの刺激量パラメタに応 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、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 パラメタは、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) 床反力の作用

剛体と仮定した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。

2.3 関節受動抵抗の設定

(1) 股関節および膝関節

前節までに構築した片麻痺モデルに対して図3の



Fig.2 A perspective view of skeletal model with muscles : The shoulders' link and part of the pelvis link are omitted.

ような下肢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(図3上段に内外旋、第二段に内外転の 受動特性を示す)。麻痺側膝については、いわゆる stiff-kneeを想定し、正常(右側)膝モデルに対して、 図3第三段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。これは、前年度研究の「比較的強い」 stiff-kneeに相当する。

(2) 足関節

足関節は、短下肢装具を装着しない場合、麻痺側 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となる強い痙性を模するものとした。 正常側の底背屈特性とともに図3最下段に示す。こ の麻痺足関節まわりに「かたさ」の異なるシューホー ン型の短下肢装具を装着する場合を考える。本モデ ルはMP関節等を有しないため、短下肢装具の力学 特性が直接的には足関節の受動抵抗にのみ影響を与 える。もちろん、歩行においては装具特性が全身運 動に影響を与え得ることになるが、本節では関節特 性のみを論じている。装着しても底屈位が矯正され ない装具は明らかに不適合であるため、ここでは装 着により底屈位が矯正されほぼ底背屈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より大きな受動 抵抗を示すと仮定して、麻痺側足関節受動抵抗を合 成した。そして装具の「かたさ」を底屈抵抗の大き さで分類し、AFO30「相当かたい(底屈10°までに おける平均剛性3[Nm/°])」・AFO20「かたい(同



左列:正常側、右列:麻痺側; 上段:股関節内外旋、第二段:股関節内外転、第三段:膝関節屈曲伸展、下段:足関節底背屈 Fig.3 Angle-resistive moment curves of lower limb joints

2[Nm/°])」・AFO10「中間(同1[Nm/°])」・AFO05 「やわからかい(同0.5[Nm/°])」の4種の条件を設 定した。これらの底背屈抵抗特性を装具なしの場合 (以降、この条件をwithoutAFOまたはw/oAFOと 表記する)とともに図4に示す。

3 計算環境とアルゴリズム

昨年度に比して計算ノードを1.5倍に増強した点 以外は再掲になるが、本章ではシミュレーション計 算の環境と手法について述べる。

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 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。

3.3 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節で述べる探索計算 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。計算能力確認の ため、円周率を算出する簡単なプログラムを実行し たところ、ノート型PC(CPU:Core2Duo、2.53GHz) の約28.8倍、クラスタを構成するのと同一の1台の PCのみの約5.9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	Cluster server :1 Cluster nodes : 6	
Number of cores	24	
CPU	Intel Core i5 2400(3.1GHz)	
Networking	Gigabit Ethernet	
OS	Linux(CentOS 5.7 x86_64)	
Parallelization libraries	MPICH2 1.4.1p1	
Job scheduler	Torque 2.7	

4 シミュレーションの実施

4.1 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、当該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により、設定し たいずれの条件においても7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 24時間であった。

4.2 出力結果

生成された歩行の条件ごとに評価値の高い方から 5試行分の歩行速度・ストライド長・エネルギ消費 率の平均値を表2に示す。なお、エネルギ消費率は

表2	生成された歩行の速度・ストライド長・エネルギ消費		
	Table 2	Walking speed, Stride length and	
		Energy consumption rate	

	Walking speed [m/s]	Stride length [m]	Energy consumption rate [J/J]
w/oAFO	1.20±0.09	1.26±0.14	1.43 ± 0.04
AFO05	0.86±0.06	0.83±0.03	1.21 ± 0.06
AFO10	0.87 ± 0.08	0.86 ± 0.05	1.25 ± 0.21
AFO20	0.83±0.06	0.81±0.04	1.17±0.09
AFO30	0.83±0.04	0.80±0.01	1.16±0.10





重力加速度で除して無次元化したものであり、条件 ごとの分布も図5に示す。生成された各歩行は左右 非対称な運動であり、非麻痺側立脚期の伸び上がり は見られなかったが、麻痺側遊脚期の下肢ぶん回し の様子が短下肢装具の有無により大きく異なってい た。ぶん回しの定量評価のため、前額面における大 腿部の角度⁴⁾(外転方向を正とする)を採ることと し、前記分析対象と同じく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6に 分布を示す。エネルギ消費率の平均値について Bonferroniの方法による多重検定を行ったところ、 w/o AFOと各AFO間に差があった(p値はそれぞ れAFO05: 0.0028, AFO10: 0.0005, AFO20: 0.0001, AFO30: 0.0031)。また、最大ぶん回し量の平均値に ついて同様に多重比較したところ、w/o AFOと各 AFO間(p<10⁻⁷)、およびAFO05とAFO30の間(p=0.013) に有意と考えられる差があった。

5 考 察

5.1 短下肢装具のかたさとぶん回し量の関係

膝屈曲がしにくければ遊脚期のトウクリアランス の確保が困難になり、なんらかの代償運動が必要に なる。その代表的なものが下肢ぶん回しであり、本 研究の装具なしモデルでもすでに報告したとおり屈 曲抵抗に応じたぶん回しが発生した。これに対して、 AFO装着モデルを4種設定したところ、AFO装着 により明らかにぶん回し量が減少した。AFOの機 能として底屈位を防止する設定をもたせたことによ り、ぶん回しをしなくてもトウクリアランスが確保 でき、しかも図5からわかるようにエネルギ的にも 有利であることから達成された歩容である。しかし ながら、より「かたい」ことでぶん回しをより小さ くする効果は見られず、逆に「やわらかい」ほどぶ ん回しが小さくなる傾向があり、AFO05では内側 へ回るかのような様子が見受けられた。これは、底 屈位を矯正した状態を初期状態としたことでトウク リアランス確保に必要な要件は満たされ、何か別の 要因が作用したことが原因として考えられる。もし、 AFOの底屈剛性不足により、装着した状態で若干 の底屈位を呈する状態を設定すれば、より「やわら かい」ことでぶん回しが大きくなることが予想さ れる。

5.2 AFOの底屈剛性と股関節外旋

AFO装着歩行の一部において麻痺側の踵接地直 後の足部の向きの急激な変化が観察された。下肢の 自由度から考えて、これは股関節の内外旋が反映さ れたものと考えられる。そこで、各AFO条件のうち、 最も評価値が高かった試行を選び、股関節外旋角度 を歩行周期で正規化し図7に示す。図7より、どの AFO条件においても、外旋15°から20°で踵接地後、 歩行周期の約10%までは外旋角度が減少する、すな わち内旋方向へ運動するが、条件AFO30および AFO20では他の2条件とは異なり、歩行周期約20% までの間に急激に再び外旋を行なっている(図7の 角丸四角形で示した領域)ことがわかる。これはフッ トフラットにスムーズに移行できず踵のみで接地し ているために起こる現象であり、臨床においても AFOが必要以上に「かたい」場合に観察される。 以上から、設定した4種の中ではAFO10が本モデ ルの条件に適合するAFOである。

ここで示したような順動力学的な歩行の生成なら びに定量的検討を行うことで、ある身体条件の片麻 痺者にとって適度なAFO底屈剛性がどの程度か呈 示できる可能性が示されたと考えられる。ただし、 歩行速度については、通常、AFO装着により速度 が増すはずであり、条件w/o AFOが装具装着より 速い結果になっていることから一部アルゴリズムの 再検討を要すると言える。



6 まとめ

強い痙性麻痺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、stiff-kneeがある 場合に生じる代償動作であるぶん回しが、短下肢装 具により大きく改善される妥当な結果が得られた。 また、短下肢装具のかたさとぶん回し量の大きさと の関係は明確ではなかったが、踵接地後の股関節外 旋が、装具がかたいほど大きくなるなど、臨床で観 察される現象が再現されていた。ただし、装具非装 着時の方が歩行速度が大きい結果になるなど計算ア ルゴリズムに改善の余地があると認められる。本シ ステムの最大の利点は装具を試着する前に、歩容を 確認できることにある。今後は、装具力学特性と歩 容との関係を安全に確認できる装具設計支援ツール として発展させるべきと考えられる。

謝 辞

脳卒中片麻痺者の歩容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 の皆様、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。

参考文献

- 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.