

04 リハビリ向けの 歩行シミュレーション



運動系を対象とするリハビリテーションでは身体の機能と運動との因果関係を明確化することが重要であるが、実験計測によるアプローチだけでは限界がある。そこで、コンピュータによるシミュレーション技術が身体運動のリハビリテーションにおける問題の解決策の1つになると考え、さまざまな研究が行われている。我々は身体機能のダイナミクスを考慮し、運動計測によらずに身体運動自体を自律的に生成する計算機シミュレーション技術の開発を進めているが、本稿では特に歩行運動に着目した研究を紹介する。さらに歩行シミュレーション技術の医療福祉分野への応用例を通して、その可能性や問題点などについても議論する。

長谷和徳

名古屋大学大学院工学研究科機械理工学専攻
kazunori.hase@mech.nagoya-u.ac.jp

研究の背景と本稿のねらい

リハビリテーション分野などにおける身体運動の分析は、光学式の運動計測システム、床反力計、あるいは筋電図などの計測装置を使って被験者の運動状態、生体信号を計測し、得られたデータの定量分析を行う方法が一般的である。このような実際の人間を対象とした計測分析手法を用いれば、各患者の障害レベルの診断や、手術、リハビリテーションの進捗状況の定量的評価が可能となり、すでに多くの臨床例がある。しかしながら、このような計測データに基づいた分析では実際の人間を測定対象とするため、生体内部の情報、たとえば関節反力などの力学量、エネルギー消費量、神経系の振る舞いなどを身体の外部から定量的に測定することは困難である。さらには、手術やリハビリテーションが行われた後の評価だけでなく、それらが行われる前（事前）に「どのような治療、リハビリテーションを施せば、どの程度、症状が改善するか」という処方方を直接的に導くことも困難である。そこで、コンピュータによるシミュレーション技術がこのような身体運動のリハビリテーションにおける問題の解決策の1つになると考え、さまざまな研究が進められている。我々は身体機能のダイナミクスを考慮し、運動計測によらずに身体運動自体を自律的に生成する計算機シミュレーション技術の開発を進めているが、本稿では特に歩行運動に着目した研究を紹介する。さらに歩行シミュレーション技術の医療福祉分野への応用例を通して、その可能性や問題点などについても議論してみたい。

運動生成シミュレーションの意義

シミュレーション技術の運動リハビリテーションへの応用の概念は以下の通りである。まず、被験者の身体寸法などの身体力学特性、運動特性の計測を行う。被験者を拘束するのはこのデータ取得の段階だけである。この計測データに基づき被験者の身体特性を表した数学モデルを構築する。このモデルはコンピュータ内で、自律的に歩行などの身体運動を生成できるものとする。医師や理学療法士は、このコンピュータ内のモデルに対して仮想的な治療、リハビリテーションを施す。計算システムはその仮想的処方によってモデルの生成する身体運動がどのように変化するかをシミュレーションによって求める。このようにシミュレーションシステムを用いれば、治療、リハビリテーション効果を患者に負担をかけることなく、かつ事前に評価することができる。そのため、シミュレーション技術はより効果的な治療の検討や患者とのインフォームドコンセントの形成に有用であると期待される。また、シミュレーションではすべてが数式で記述されているため、モデル化されている物理量はすべて容易かつ定量的に取得できる。さらに、操作対象は数学モデルであるため、いかなる過酷な実験条件をも実現することが可能である。たとえば、モデルに転倒動作を行わせることも容易である。

身体の動力学モデルを用いた身体運動分析手法として、計測した運動変位、外力データより逆動力学的手法に基づき関節モーメントや筋張力を推定する方法も広い意味

ではシミュレーションと呼ぶことがある。しかし、本稿では順動力学的手法、すなわち、何らかの方法で筋力や関節モーメントなどの駆動力を仮定し、それに基づいて運動パターン自体を計算する方法をシミュレーションと称し、議論の対象とする。このように運動計測に依存しない方法では、前述のようにリハビリ効果の事前予測など、運動計測が不可能な状況においても定量的な分析が可能となる利点がある。反面、どのように駆動力パターンを決定するのか、あるいは身体のバランスをどのように維持するのか、などの点を解決する必要があり、技術的にはより困難になる。

神経筋骨格モデル

次に、これまでに我々が開発してきた歩行モデルの概要について説明したい。神経科学などの分野ではヒトなどの歩行運動は central pattern generator (CPG) のような神経系のリズム発生機構と筋骨格系の持つ振子運動パターンとが協調することで、自律的に生成されるとし、それを実現する数理モデルの提案が行われている。我々もこれらのモデルを参考にし、筋骨格のほか、CPG のような神経系のリズム発生機構を模擬した神経素子（神経振動子）を有した神経筋骨格モデルを構築した^{1), 2)}。その概要を図-1に示す。筋骨格系は全身で14の体節、19の関節自由度、60の筋モデルを有している3次元モデルにより表現されている（図-1(a)）。身体構造モデルとして通常のヒューマノイドロボットなどと異なる点は、筋モデルを考慮していることももちろんであるが、簡易的に脊柱の湾曲形状を表現しているところなども特徴的となっている。また、上肢にも関節自由度、筋モデルを考慮しているが、下肢と比較して単純化されている。このモデルでは身体節の質量や重力、床面から受ける反力などの歩行の動力学特性はすべて考慮されているため、単なる運動学データ（キネマティクス）のみを扱う通常のアニメーションとは運動生成原理が異なる。すなわち、シミュレーションとしては順動力学を解くことになるため、歩行モデルに何らかの問題があるときには転倒することになる。

神経系モデルとしては、各関節の自由度ごとに配置してある神経振動子が基本要素となっており、これが各関節駆動力の基本パターンを生成する（図-1(b)）。神経振動子は上位中枢からの定常信号を入力することで、単独でも自律的にリズムパターンを生成することができる。この歩行モデルにおいては、神経振動子はさらに体性感覚フィードバックシステムにより身体の運動状態に応じた影響を受け、また他の神経振動子と相互結合されるなどしており、全体として複雑な構造を持つシステムとな

っている。神経振動子からの出力は末梢神経システムにより各筋への筋刺激信号へと分配され、それに応じた力を筋モデルが発揮することになる。さらに筋モデルでは力発生に伴う熱の発生を含めたエネルギー消費計算も可能となっている。

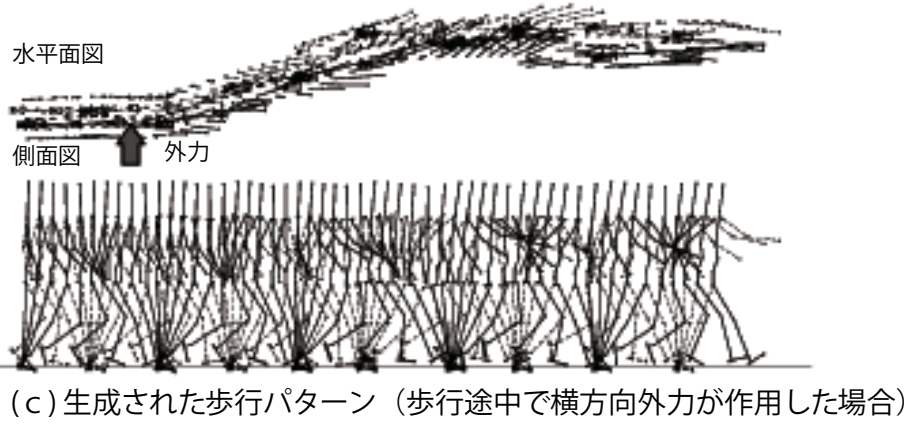
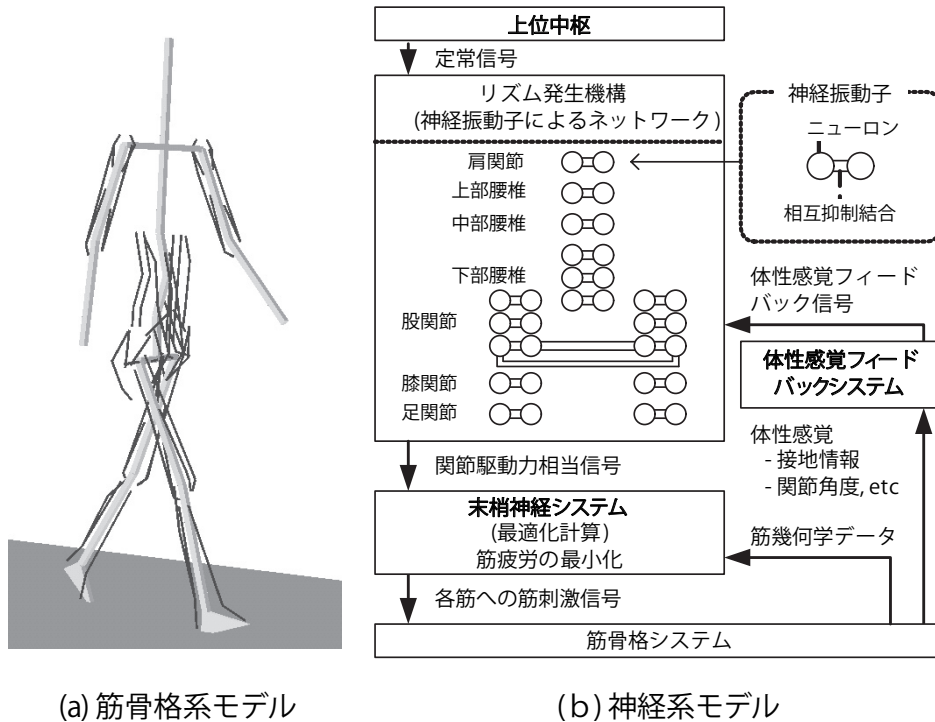
この歩行モデルにおいて、適当な運動の初期値と神経系のパラメータの値を決めれば、歩行運動を生成することができる。このモデルでは基本的には定常直進歩行のみが生成可能であるが、たとえば、外力などの力学的な外乱が加えられても持続歩行ができるなど、適応的に運動を安定化させるロバスト性を有している点が特徴となっている（図-1(c)）。

遺伝的アルゴリズムによるパラメータ探索

上記のように歩行運動のパターンそのものは神経振動子などの神経系の制御特性を模擬した制御システム、すなわち神経系モデルによってされているが、この神経系モデルには100以上の決定すべきパラメータが存在する。これらの値は神経生理学的根拠から一意に決定できるものではなく、シミュレーションモデルとして歩行実現可能なパラメータを何らかの方法で決定する必要がある。そのため、本モデルでは以下のような遺伝的アルゴリズム（genetic algorithm；以下、GA）のような探索計算により神経系パラメータの値を決定している。

- (0) 探索すべき神経系パラメータをGAの遺伝子として定義する。
- (1) その遺伝子に基づいてさまざまな神経制御特性を持つ歩行モデルを個体として発生させ、その歩行モデルの順動力学問題を解くことにより歩行運動パターンを生成する。
- (2) その歩行運動パターンの良し悪しを評価する歩行の評価基準を求め、その値をGAの適応度とする。歩行の評価基準としては水平移動のエネルギー効率を基本とし、これに生成する歩行様式の目的に応じた補助的な評価指標を付加する。
- (3) この適応度に応じた突然変異、交差、淘汰などのGAの遺伝子操作計算を行う。
- (4) 適応度が最大になるように(1)～(3)の過程を繰り返す。

このように本モデルでは探索的に歩行パターンを決定しているため、歩行の評価基準や探索する神経系のパラメータを適宜変更することで、運動計測によらず自律的に歩行パターンを変化させることができる。ただし、神経系の構造そのものは固定しているため、定常直進歩行以外の運動パターンを生成することは難しく、また運動



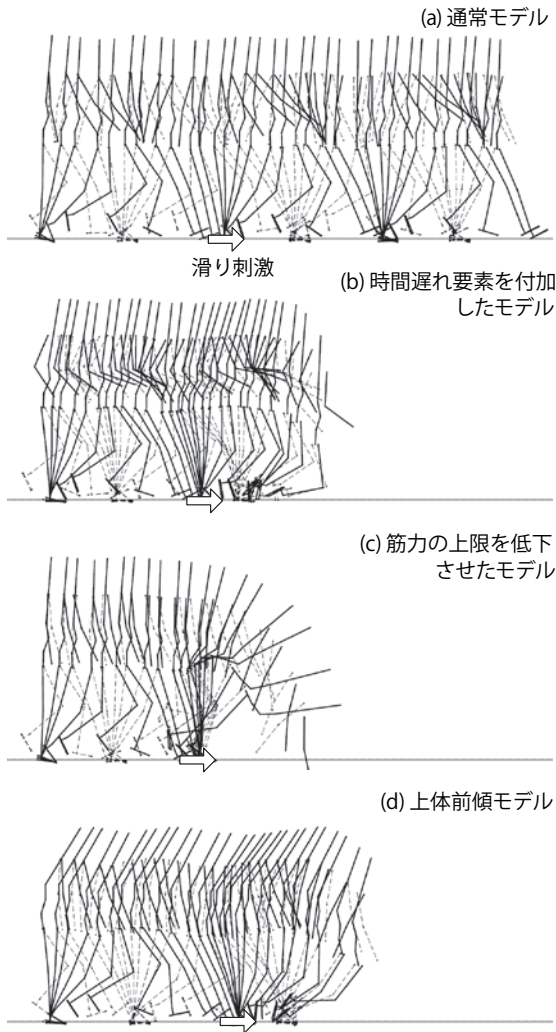
■ 図-1 歩行シミュレーションの神経筋骨格モデル

の生成とパラメータ探索を繰り返すため、計算時間の高速化、リアルタイム性はあまり期待できないなどの問題点も含んでいる。

高齢者歩行分析

この歩行シミュレーションモデルを医療福祉分野へ応用する試みをいくつか紹介する。その1つは高齢者歩行の評価に応用したものである。高齢者歩行が不安定になる身体の内的要因としてさまざまなものが考えられ、その因果関係は必ずしも明らかにはなっていない。そこで、我々は高齢者の身体特性と歩行の安定性との関係を

計算機シミュレーションによって調べた³⁾。まず歩行パターンの揺らぎに注目し、その揺らぎを生じる身体的要因として時間遅れに代表される神経系の伝達特性の機能低下を仮定した。そこで、神経系に時間遅れ要素を導入した歩行モデルと通常モデルとを構築し、それぞれのモデルについて歩行運動のシミュレーションを行った。その結果、時間遅れ要素を導入したモデルでは神経出力に高周波のノイズ成分が混入し、震えや揺らぎのようなパターンが含まれた歩行運動が生成された。また、足部の接地時に強制変位を与えることで、滑り状態を仮想的に実現し、この滑りに抗する歩行の安定性を評価した。その結果、通常モデルでは滑り刺激に抗して持続歩行が可



■図-2 高齢者歩行モデルによる力学外乱に対する反応。2歩目の右足(実線で表示)接地時に滑り刺激を付加。

能であったが(図-2(a)), 時間遅れ要素を導入したモデルではこの滑り刺激に抗しきれずに転倒した(図-2(b)).

別の観点からも高齢者の身体特性と歩行の安定性との関係を調べるため、加齢による筋力低下のモデルとして最大発揮筋力の上限を低下させた場合と、円背のモデルとして上体を前傾させた場合についても同様な方法でシミュレーションを行った。その結果、これらの歩行モデルにおいても滑り刺激を与えた場合、同様に転倒しやすくなる傾向が見られた(図-2(c),(d))。すなわち、高齢者の身体特性としてよく観察されるこれらの身体の機能低下はいずれも歩行の不安定性に参与することが示唆された。このように筋骨格系などの力学特性を反映したシミュレーションモデルを用いれば、身体の機能低下と歩行の不安定性との因果関係を仮想的ながらも調べることができ、計測に基づいた実験的アプローチでは得られな

い試行検証を可能とする。

筋機能の分析

リハビリテーションの現場では障害歩行の運動パターンを改善するために筋力トレーニングや関節可動域訓練を実施することが多く、そのため、どのような障害歩行パターンに対してどの筋や関節の訓練を施したらよいか、という運動と身体機能との因果関係を明確化することは重要である。しかしながら、現実的にはこれらは経験的、試行錯誤的に実施されていることが多い。これに対してシミュレーションモデルを用いれば、たとえば、特定の筋の機能が全身の歩行パターンに及ぼす影響を検討することができる。我々は直立2足歩行に重要な影響を及ぼすと考えられている股関節屈曲筋である大腰筋の機能を調べるため、大腰筋が存在する通常の筋骨格モデルと大腰筋が存在しない仮想的な筋骨格モデルを作成し、それぞれのモデルから生成される歩行パターンの比較を行った⁴⁾。この計算機実験では全体的な歩行パターンには大きな相違は見られないものの、力学的外乱に対する歩行パターンの安定性は大腰筋がある通常モデルのほうが大腰筋のない仮想的なモデルと比較して高くなる傾向が見られた。このことから大腰筋には骨盤を中心とした姿勢を安定化させる機能があることが示唆された。この大腰筋に関するシミュレーション実験は直接的にはリハビリテーション応用を想定したものではないが、同様な方法により各筋の機能や骨格姿勢と全身運動との因果関係を明確化することができよう。

義足歩行

歩行シミュレーションの別の応用例として、下腿義足歩行のシミュレーションを行った結果⁵⁾を図-3に示す。ここでは硬い板バネで構成される下腿義足を想定し、甲部リンクと足底リンク、ならびにこれらを連結する爪先関節、足首関節により義足をモデル化した(図-3(b))。通常の歩行シミュレーションでは、歩行運動の移動エネルギー効率が最大になるように神経系モデルのパラメータを探索的に決定しているが、この義足歩行シミュレーションでは義足の設計パラメータ(各リンク長、関節部の粘弾性特性)までをも変更可能とし、歩行効率が最大になるような義足の設計パラメータを探索計算した。約2万回の繰り返し計算を行った結果、得られた歩行パターンを図-3(a)に、修正された義足モデルの設計パラメータを図-3(b)に示す。得られた歩行パターンは義足側の脚の駆動力の小ささを補償するような非対称な動きになっている。また、義足の踵部は探索前と比較して短く

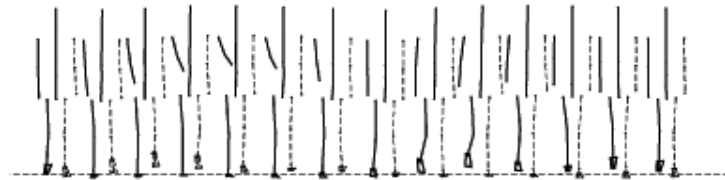
水平面図



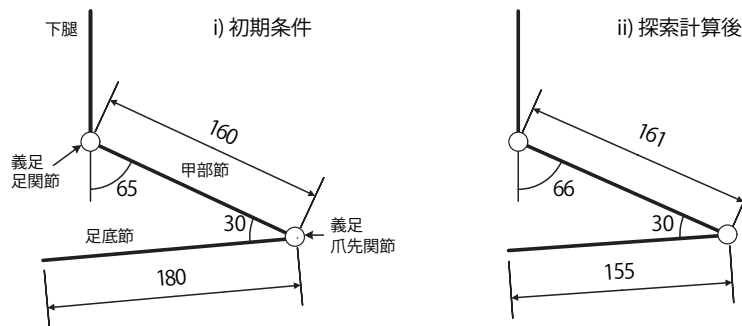
側面図



正面図



(a) 歩行パターン (破線で示された左脚下腿が義足との想定)



(b) 探索計算による義足の設計パラメータの変化

■ 図-3 義足歩行のシミュレーション結果. (a)の歩行パターンにおいて水平面図は6歩の連続歩行を示し、側面図と正面図は1歩の歩行パターンを示す。

なった。歩行のエネルギー効率は義足の設計パラメータを修正せずに一定とした場合と比較して5%向上した。実際の義肢装具士による処方においても比較的速く歩くことを望む患者に対して踵部を短くする方法が用いられる場合があり、本シミュレーション結果はこれに一致する。実際の義足の設計には歩行効率だけでなく、立位時の安定性など他の条件も考慮しなければならず、このシミュレーション結果が最適解であるとは必ずしも言えない。しかしながら、実際の被験者に対して課すことが困難な2万回もの試行実験をシミュレーションでは容易に（計算時間の問題はあがるが）実施できる利点がある。

現在、我々はこのような歩行モデルを用いた股義足歩行シミュレーションの実現と、それに基づいた股義足の設計改善の研究にも取り組んでいる⁶⁾。股義足は股関節位置までの義足であり、身体力学的に非対称性が強く、代償動作も大きくなるが、我々はこのような歩行条件に

対しても3次元で連続歩行を実現できるシミュレータの開発に成功している。最終的には、このモデルに基づいて股義足の設計パラメータの最適値を調べることで、まったく新しいタイプの股義足の設計指針を得ることを目指している。

その他の応用

そのほかにも現在、我々が関心を持って取り組んでいる課題のいくつかを示す。1つは転倒状態のシミュレーションである。高齢者の転倒問題は現在では社会的問題と言ってもよいが、運動機能を高め、転倒を予防することももちろん重要であるが、転倒した際の衝撃緩和などの2次予防的な対策も重要である。しかしながら、転倒現象は気軽に計測できる動作ではなく、実験計測的研究には必ず制約が必要となる。そのため、転倒動作分析

のためのシミュレーションの意義は大きい。これまでに示した歩行モデルもバランスを崩すと転倒するが、転倒の仕方までは問題としなかった。そのため、従来の歩行モデルに対して歩行安定性の判別と転倒する際の反射的動作を再現する機能の追加を行いつつある。現時点では上肢の関節自由度とその運動制御が必ずしも十分ではない問題もあるが、今後改善を進める予定である。

もう1つは歩き始めのシミュレーションである。立位姿勢のように立ち止まった状態から歩き始める歩行開始動作のシミュレーションでの実現は必ずしも容易ではない。すなわち、これまでの歩行モデルは神経系のリズム発生機構を前提としているため、周期的な定常運動は生成できるが、一過性の運動や遷移過程を実現することは困難であった。一方、医学的見地から見ても、たとえばパーキンソン病などの神経疾患においては立ちすくみなどの歩行開始時に影響が出る症例もあり、これらの病理的特性を評価理解するためにも歩行開始モデルは重要である。現時点の研究では、立位姿勢における姿勢反射系と歩行時の反射系の適応的切り替え機構を考慮したモデルを構築し、2次元の比較的単純な筋骨格モデルを用いて実際のヒトの歩行開始動作に見られるような重心の後方移動などの特徴の再現に成功している。

実用化に向けて

本稿では歩行運動の計算機シミュレーションによる生成手法と、その医療福祉応用について言及した。身体機能のダイナミクスを考慮した運動生成シミュレーションは実験的アプローチでは得ることのできないさまざまな特徴を有しており、運動器系のリハビリテーションに革新をもたらすものと考えられる。その反面、技術的に解決すべき問題が多いことも事実である。本稿で紹介したシミュレーションモデルはいずれも工学的な研究としてはある程度評価でき得るものと考えられるが、実際の臨床現場に適応させるためには、まだ多くの問題を解決する必要があると言わざるを得ない。

このようなモデルを実用化させるためには、モデルをより一層精密化し、精度を向上させる努力は今後も続けていく必要があろう。しかしながら、生体の筋骨格系、

さらには神経系の詳細な数理モデルを構築することは困難を極め、短期的に実用化を目指すには難しい面も多い。そのため、臨床のニーズを把握し、さらにモデルとしてでき得ることをよく吟味し、用途をうまく絞った応用を目指すべきであろう。たとえば、神経系の疾患の運動制御特性よりも骨や関節などの筋骨格系の力学的特性をモデル化するほうが比較的容易であろう。本例で示した義足歩行では神経系は基本的に健常者モデルと同等と考えることができ、また義足は機械部品なので、そのモデル化は生体よりもさらに容易である。そのため、このような義肢装具の評価はモデルの特性を考えた上で、かなり有用なアプリケーションである。ただし、義肢装具士や義足利用者が知覚できるかどうかの微妙な設計パラメータの違いを評価するような問題は現状のモデルの精度を考えると難しいだろう。それよりも試作することが難しい斬新なコンセプトの義足設計案の事前評価などにシミュレーション技術は威力を発揮するものと考えられる。

このような歩行のリハビリにシミュレーション技術を応用する発想はもちろん著者の独創的なアイデアではなく、少なくとも20年前にも同様な考えはあったと思う。そろそろ将来的には…と夢物語を語るだけでなく、現実的に実用化できるところを考えてみたいと思う。

参考文献

- 1) 長谷和徳, 西口純也, 山崎信寿: 3次元筋骨格系と階層的神経系を有する2足歩行モデル, バイオメカニズム 15, 東京大学出版会, pp.187-198 (2000).
- 2) 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 International Journal, Series C, Vol.45, No.4, pp.1040-1050 (2002).
- 3) Hase, K., Obinata, G., Nakayama, A., Obara, M. and Adachi, N.: Computer Aided Rehabilitation Engineering (CARE) System with a Walking Model, Proc. IEEE EMBS Asian-Pacific Conference on Biomedical Engineering, Keihanna Japan, CD-ROM (2003).
- 4) 長谷和徳, 山崎信寿: 大腰筋・脊柱彎曲・二足歩行の生体力学的関係—計算機シミュレーション研究—, バイオメカニズム学会誌, Vol.24, No.3, pp.163-167 (2000).
- 5) Hase, K. and Obuchi, S.: Computer Simulation Study of Human Locomotion with a Three-Dimensional Entire-Body Neuro-Musculo-Skeletal Model. III. Simulation of Pathological Walking and Its Application to Rehabilitation Engineering, JSME International Journal, Series C, Vol. 45, No.4, pp.1058-1064 (2002).
- 6) 内藤 尚, 長谷和徳, 井上剛伸, 相川孝訓, 山崎伸也, 諏訪基, 大日方五郎: 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, No.3, pp.160-169 (2005).

(平成17年11月2日受付)

