走動作の動力学シミュレーション

長谷和徳^{1†}
¹ 首都大学東京理工学研究科

要旨：身体力学系の動力学特性を表したモデルを用い、順動学的に走動作をコンピュータ上で生成することができれば、筋力の変化やシューズなどの力学特性変化と運動フォームとの関係を計算論的に評価することが可能となる。本稿ではこのような用途を目指した3次元全身神経筋骨格モデルと、それを用いた走動作の動力学シミュレーションについて紹介する。このモデルの特徴は、3次元で14の体節、23の関節自由度、70の筋モデルなどを有する比較的大規模な筋骨格系、神経振動子や体性感覚フィードバックのような下位神経系に対応した運動制御、特異値分解による低次元化運動軌道記憶のような上位神経系に対応する学習的機能、重心制御のような随意的な運動調整機能などを有する点である。これらのモデルを用いて秒速6メートルの走動作を実現している。

キーワード：神経筋骨格モデル、順動力学、神経振動子、特異値分解、重心制御

1. はじめに

走動作などの身体運動を力学的に分析するためには身体力学系の特性を表した数理モデルが利用される。計算方法としては、運動計測を前提として主に生体内負荷を求める逆動力学計算モデルと、筋力など身体を駆動する駆動力を仮定し、運動を生成する順動力学計算モデルとがある。我々は順動力学計算に基づいて身体運動を生成するシミュレーションモデルの開発にこれまで取り組んできている。ここでは神経系の活動状態、すなわち筋力の発生機序をも仮定、モデル化し、筋力や関節モーメントに基づいて身体力学系の運動をコンピュータ上で自律的に生成する。このようなモデルを用いれば、身体力学系の特性と運動との関係、例えば、筋力がどの程度向上すると、どのように運動フォームが変化するか、あるいはシューズの力学特性が運動フォームに及ぼす影響などを予測的に評価可能となろう。

本稿では歩行や走行運動を実現する神経筋骨格モデルの概要と、最近、我々が取り組んでいる歩行・走行運動の安定化モデルの紹介、さらに本モデルのスポーツ動作応用への可能性について議論したい。後述するように本モデルは現時点ではスポーツ動作分析への応用が実現できているわけではない。走動作は、両脚が地面から離れる空中期が存在し、その運動姿勢制御は必ずしも容易ではない。本稿はスポーツ動作への応用については、その可能性への言及のみ、ということを予めご了解いただきたい。

2. シミュレーションモデル

2.1 神経筋骨格モデル

まず、歩行運動を実現し得る3次元神経筋骨格モデルの概要^{1,2)}を図1に示す。後述のように走動作はこの歩行モデルに基づき実現する。このモデルでは、ヒトの全身骨格構造を14体節と23関節自由度を有する剛体リンクモデルで表している。地面と足部との接触は片足につき足底面に4つの接触点を定義し、地面基準面以下に足部が陥入した場合、陥入変位と速度に応じた粘弾性力を作用させることで地面反力を求める。

運動制御を実現する神経系モデルでは、神経系のリズム発生機構をモデル化した神経振動子を各関節の運動自由度ごとに配置し、これに足部の接地情報や身体関節角度など

図1 神経筋骨格モデルの概要

2014年12月1日受付

[†] 〒192-0397 東京都八王子市南大沢1-1

首都大学東京大学院理工学研究科機械工学専攻

長谷和徳

E-mail: kazunori.hase@tmu.ac.jp

の身体力学系の運動状態を体性感覚としてフィードバックする。神経振動子からの出力は関節自由度に対する関節モーメントに相当する駆動力信号となる。さらに末梢神経系に対応する仕組みとして、静的な最適化計算手法を用い、神経振動子出力を個々の筋への筋刺激に分配する。筋モデルは全身で 70 存在し、筋のパスは折れ線として表し、関節角度に応じた筋走行を実現している。個々の筋モデルは Hill タイプ³⁾の力学特性を有し、維持熱、短縮熱などの熱産生を含む生理的エネルギーの算出が可能である。神経系のパラメータは歩行のエネルギー効率や筋張力パターンの平滑度などの評価関数に応じて、これを最大化するように最適化計算手法と並列計算手法によって探索的に決定する。

これらのモデルや計算法に基づき、生成できる運動は周期的なパターンに限られるが、多数歩の 3 次元連続歩行が実現可能である。得られる歩行パターンは生体力学的な観点からも実際のヒトの歩行の特徴をよく表したものになっている。神経制御を含めた動力特性をモデル化してあるため、個々の筋の筋張力、関節モーメント、地面反力などの各種の生体内負荷などの算出が可能となっている。

2. 2 歩行から走行への遷移

次いで、歩行モデルから走動作の実現を行う。走行運動の生成モデルの神経筋骨格構造は歩行生成モデルと同一であり、基本的に神経制御系のパラメータを調整することで歩行から走動作を実現することができる。すなわち、歩行運動を初期条件とし、走行運動用の評価関数を定め、これを最大化するように神経制御パラメータを調整することで走行運動を実現する。簡単には評価関数として移動速度を定め、これを最大化させることで歩行から走行に遷移することが期待されるが、実際にはこれだけでは走行運動の定

義である空中期は実現できず、不自然な姿勢の早歩き動作しか実現できなかった⁴⁾。本手法では神経系のパラメータ探索のために遺伝的アルゴリズム⁵⁾と呼ばれる最適化計算手法を用いている。遺伝的アルゴリズムでは最適化する変数を遺伝子と見なし、その値の変更手段を突然変異操作と称するが、この操作に本手法では変数の初期値に対して数パーセント程度の分散を持つ正規乱数を用いている。そのため急激な値の変更は困難であり、結果、運動の変化も漸化的なものしか期待できない。これに対して、歩行から走行への遷移は運動の相変化のような不連続な変化であり、これらが本モデルでは移動速度の最大化だけで走行に遷移できなかった理由と考えられる。

そこで、歩行から走行への遷移を実現させるために、次のような 2 段階の対応をとることとした⁴⁾。まず、最初の段階では移動速度の最大化と合わせ、足部の接地時間の最小化を評価関数とし、空中期を強制的に実現させる。これにより空中期が実現したのち、第 2 段階として移動速度の最大化（あるいは目標走行速度までの誤差最小化）とエネルギー効率の最大化のような生体内負荷に基づくパラメータ調整を行うようにする。このようにすることで秒速 4[m/s] 程度の安定した走行動作が実現できるようになった。

実現した走行動作のシミュレーション結果を図 2 に示す。歩行運動のシミュレーションと同様に、走行シミュレーションにおいても 3 次元の走行運動の実現と、その際の筋負担などの種々の力学特性の生成と評価が可能となる。このモデルで実現できるのは定常走行のみである。秒速 3 メートル程度の低速走行であれば、連続した多数ステップの走行が実現できる。

3. 安定化モデル

3. 1 特異値分解による低次元化目標軌道

基本的な前述の神経筋骨格モデルによる歩行・走行シミュレーションにおいても、神経振動子の引き込み現象などにより、力学的な外乱が与えられても連続歩行が実現できるなどのある程度の安定的な歩行や走行が可能である。しかし、前述のモデルでは高速走行を目指すとは転倒しやすく、秒速 5 メートル以上の走動作の実現は困難であった。そのため、運動の安定化のメカニズムを別途追加することを現在検討している⁶⁾。走行の安定化モデルについては、ヒューマノイドロボットへの応用を考えた研究がいくつかなされている⁷⁾。その多くは運動量や角運動量を理論的に扱うものであり、力学的にはより適切ではあるが、生体の運動制御モデルとしては理論的抽象度が高い印象を著者は持っている。そのため、このようなロボット工学で用いられる方法論とは少し異なり、生体の運動制御の機序や運動学習との対応も念頭に置いたアプローチを試みているので、それらについて簡単に紹介したい。

試みのひとつは、特異値分解による低次元化目標軌道への引き込みモデルである。先の神経振動子と体性感覚フィードバックに基づく運動制御は神経系の比較的下位の基本構

図2 走行シミュレーション結果（秒速 4 メートル）

(a) スティックピクチャは 0.1[s] 間隔で描画。(b) 地面反力の横軸は右足接地から次の右足接地までの 1 周期。X 方向：進行方向（前向き正）、Y 方向：左右方向（左向き正）、Z 方向：鉛直方向（上向き正）。

造に基づくものであり、いわば生得的な運動制御に対応するものと考えている。これに対して、ヒトなどは過去に実際に運動を行った結果を学習、記憶し、これを模倣するように運動を実現する要素も大きいと考えられる。このような比較的上位の神経系の記憶学習機能に対応した仕組みとして、本研究では以下のような計算アルゴリズムを考えた。

(1) 前述の神経振動子と体性感覚フィードバックに基づく神経筋骨格モデルに対して、初期条件となる神経系パラメータを与え、歩行・走行運動を実現する。

(2) 得られた歩行・走行の1周期分の関節角度、あるいは角速度データを切り取り、その時系列データに対して特異値分解を行い、低次元化軌道を求める。これを学習的に獲得された低次元化目標軌道とする。特異値分解は数学的な行列に対する分解手法のひとつであり、主成分分析の数学的方法論として用いられる。特異値分解によって低次元化する意義は、データ数を少なくするというアルゴリズム上の問題も勿論あるが、運動学習の過程のモデルとして、過去に実現した運動パターンの特徴のみを抽出した記憶モデルに対応するものと考えている。また、神経支配や筋構造の影響により、多くの関節は一つの動作を実現する際に連動して動く。すなわち、身体関節の構造的な運動自由度に対して、実際の運動パターンの自由度数はかなり少ない。そのため、特異値分解により低次元化することで、このような関節運動間の連成を考慮した運動制御が期待できる⁸⁾。

(3) 得られた歩行・走行パターンについて、水平移動のエネルギー効率のような移動運動の評価関数値を求め、これが改善するように神経系パラメータを微小修正し、再び歩行・走行運動を生成する。

(4) ここで、身体運動を生成する際に、時々刻々の運動パターンを先の特異値分解過程で得られた圧縮行列を用いて低次元化し、学習記憶された低次元化目標軌道と現時点の運動状態とのズレ量を求め、その差異に応じて目標軌道に吸引させるように働く低次元化吸引力を求める。

(5) この低次元化吸引力を求める際に低次元化目標軌道上の位相時間が必要となる。そのため、位相変化速度を位相振動子によって適応的に変更可能にする方法を考案導入する。位相振動子とは振動の速さ(振動数)を動的に変化させる仕組みであり、神経系のリズム発生機構のモデルのひとつである。ここでは、(2)で求めた目標軌道上の位相時間における運動状態と、(4)で求めた現時点の運動状態とのズレ量を求め、このズレ量を減らすように位相振動子の位相変化速度を変更できるようにする。

(6) 低次元化吸引力を関節空間情報に復元し、これを神経振動子から得られる関節モーメントに付加し、安定化モーメントとする。

(7) 以上の(1)～(6)の過程を繰り返し、神経系のパラメータを変更することで運動パターンを改善しつつ、本提案モデルによって安定的な運動を実現できるようにした。

我々の先行研究においても、特異値分解による低次元化軌道を用いた安定化モデルを提案している⁹⁾。この先行研究での低次元化目標軌道の考え方では運動周期という時間の

概念をなくし、軌道の幾何情報のみを扱うようにしていた。そのため、外乱などに対して運動位相のリセットが容易にできるなど、歩行周期位相のズレに柔軟に対応できる利点がある反面、目標軌道を多項式近似するなど、計算が複雑で数学的な抽象度が高い点などが問題であった。また、計算アルゴリズムとしても神経系パラメータの探索過程と全く独立したオフラインの状態の特異値分解による低次元化軌道を作成していたため、シミュレータとして効率的でないばかりでなく、運動学習のモデルとしての対応が取れていなかった。これに対して、本提案手法では周期運動に対して、位相振動子を用いることで、参照すべき位相時間を与えつつ位相時間を適応的に変化できるようにした。さらに、本提案手法ではこのような獲得運動の記憶(低次元化)と、それに追従するような吸引力の発生のアルゴリズムを他の神経系パラメータの探索アルゴリズムに内包するようにした。これは過去の運動パターンの記憶に基づく運動の模倣と、試行錯誤的な運動獲得との両方を併せ持つ運動学習過程に対応した計算アルゴリズムとなっているものと考えている。

3.2 意志に基づく重心制御モデル

さらに身体運動ではより随意的に、自らの意志に基づき運動を制御変更することも考えられる。歩行・走行運動においても、特に身体のバランスを崩した場合などには、姿勢を立て直すために随意性の高い運動が加わると考えられる。このような随意的な運動に対応した運動制御を実現するために、以下のような特に重心の動きに対応する運動制御を考えた。

(1) 身体重心の位置や速度に対して目標指標を与える。例えば、定常的な移動運動の場合、進行方向には目標移動速度、左右と鉛直方向の重心速度はゼロが目標速度となる。

(2) この目標重心速度と現在の重心速度との差異をベクトルとして求め、さらにこのベクトルを運動の意図に対応する仮想的な力と仮定する。ここではこの仮想的な力を意志力と呼ぶ。

(3) この重心に対する意志力を立脚期においては立脚期の足部の地面接触点に作用させ、これを仮想的な脚の駆動力とする。

(4) この仮想的な脚の駆動力を実現するのに必要な各関節の関節モーメントを身体構造と姿勢を表すヤコビ行列に基づいて求める。これを実際の関節駆動のモーメントの一部として加える。

運動の安定化を考えた場合、重心を制御することは物理的には極めて妥当なことである。しかしながら、生体の運動制御モデルを考えた場合、重心位置を直接的にセンシングする神経系の感覚受容器が存在するとは考えにくく、生体の運動制御モデルとして重心位置を明示的に扱うことに著者としては少し抵抗がある。しかし、一方で身体の感覚受容器からの情報の総合として重心位置情報を逐次的に脳内で計算していると考えれば、重心情報を利用することは必ずしも不自然ではないであろう。なお、前述の神経振動

子モデルの中にも重心位置速度に応じた体性感覚フィードバックを行っている部分がある。

以上の運動制御と調整機構の全体の流れを図3に示す。制御モデルとしては神経振動子によるモデルと特異値分解による低次元化目標軌道モデル、ならびに意志に基づく重心制御モデルとが並列的に存在する。理想的には後者の二つのモデルからの出力も筋張力レベルで対応すべきであるが、現状ではこれらのモデルからの出力は関節モーメントとして関節に直接作用させている。

3. 3 シミュレーション結果

これらの安定化手法を組み込んだ走行モデルを用いて、現在のところ秒速6メートル程度の走行運動まで実現できるようになっている。その様子を図4に示す。なお、秒速6メートルはフルマラソン(42.195[km])を1時間57分ほどで走る速さに相当する。このシミュレーションでは3周期の走行を連続的に実現している。ただし、このモデルではまだ前傾姿勢が大きく、腕の振りがやや不自然なものになっている。

このシミュレーションでは、遺伝的アルゴリズムによるパラメータ探索において、秒速3メートルの走行モデルから計算を開始し、突然変異操作として初期の神経系パラメー

タの値の4[%]の大きさ分散を持つ正規乱数を用い、およそ2万回程度の繰り返し計算の後に秒速6メートルの走行運動を実現獲得できている。この繰り返し計算過程において、既定の3周期の走行を実現できるのは、秒速6メートル程度で走るモデルでは10[%]程度の割合であり、残りの90[%]は途中で転倒してしまう。

特異値分解モデルや重心制御モデルについての力学的な効果については、現時点では十分な検証はできていないが、期待していたほどの効果は出ていない印象がある。この点については今後検討を進める予定である。

4. 走行モデルの基本検討とスポーツ動作分析への応用

4. 1 走行モデルの基本検討

前述の運動制御の安定化モデルとは直接的には関連がなく、かつ定性的な議論ではあるが、走動作を順動力学的に生成するシミュレーションモデルを構築する過程において感じたことを以下に列挙しておく。

(1) これは本モデルの運動制御特性が不十分なだけなのかもしれないが、3次元の走行運動では鉛直軸周りの回転姿勢を保持するのが難しい印象がある。走行モデルでは鉛直軸周りの姿勢が安定せず、身体が徐々に斜め方向を向き、結果、運動全体が不自然になって転倒に至る場合が多い。ヒューノイドロボットを姿勢制御する方法論についても水平面内運動(鉛直軸周り)の回転運動の安定化モデルが議論提案されている⁷⁾。

(2) 上肢の腕ふり運動と脚運動の協調も難しい印象がある。本モデルでは体性感覚フィードバックの式を歩行・走行運動ができるように「作り込んでいる」部分がある。ここでは、上肢の運動は股関節の関節角度や角速度を肩関節部の神経振動子にフィードバックして実現している。すなわち、下肢の動きが主であり、上肢の動きが従となっている。感覚的な考察になるが、実際の走行の場合、あるいはより効率的な走行の場合は上肢の動きが下肢の動きを補っていると考えられる。すなわち上体の動きが下肢に対して受動的、従属的な動きをするだけでなく、能動的に有効な仕事をする機能が上肢や体幹動作にあるだろう。このような腕と脚の運動間の主従関係の解明については、実測とシミュレーションモデルの両面からの分析が必要と考えている。

(3) 本モデルでは神経振動子からの出力が関節モーメント相当の信号となっているため、筋モデルを省略し、神経

図3 走行モデルにおける運動制御と調整機構の全体構成

図4 安定化モデルを組み込んだ場合の走行シミュレーション結果(秒速6メートル)
スティックピクチャは0.1[s]間隔で描画。

振動子からの出力を直接的に関節モーメントとして与えても運動を生成することができ、その運動パターンは筋モデルを加味した場合と基本的には変化がない。しかしながら、筋モデルを考慮した場合の歩行・走行シミュレーション結果と、考慮しない場合のシミュレーション結果とを比較すると、筋モデルを考慮したほうが運動の安定性は向上し、特に走行時において転倒率が減少する傾向が見られた。これについてもまだ詳細検討できていないが、筋モデルを考えると筋の付着位置と拮抗筋の関係で、関節の機械インピーダンスが高まり、位置制御が容易化するように考えている。筋機構を考慮したロボットアームの位置決め制御について、この筋の付着位置と拮抗筋の効果を検討した研究例¹⁰⁾があり、走行モデルにおける運動の安定性の問題もこの先行研究の理論で説明できると考えている。

(4) 運動をどのような座標系で記述し制御するかについて、改めて考えさせられた。現モデルでは神経振動子と特異値分解モデルでは個々の関節を駆動する関節座標を基本とした考えになっている。これに対して、重心制御モデルでは進行方向や左右方向など空間座標を基準として考えている。歩行・走行は当然ながら重力空間内で運動するため、個々の関節座標で運動を記述することは効率的ではない印象がある。実際の生体はこのような関節レベルの運動の知覚制御と、空間レベルでの運動の知覚制御の両方を総合的に行っているのであろう。現在のモデルでは関節座標レベルでの記述制御が支配的になっているため、今後は特異値分解制御モデルでも空間座標を基準に考えるなど、もう少し空間座標を意識した運動の記述と制御を検討したい。

(5) 以上のような提案した運動制御モデルは生体モデルとの対応を念頭に置いてはいるものの、より具体的な神経生理学的知見との対応は必ずしも明確ではない。

以上の点は、現状のモデルの限界を示したもののでもあるが、走行運動をはじめとする身体運動の本質的な問題も含まれていると考えており、ここに記すこととした。これらの点については、今後さらなる調査検討を進めたい。

4. 2 ランニングシューズ設計への応用

先に述べた通り、現状では本走行モデルが実際にスポーツ動作分析に応用できた例はないが、今後以下のような可能性があると考えており、それに向けたモデル開発を進めつつある。

まず、身体の筋骨格系の力学特性だけでなく、ランニングシューズの粘弾性などの力学特性をも本モデルに付加し表現できれば、本モデルはランニングシューズ設計のための有効な支援ツールとなると考えている。そのためには、シューズモデルだけでなく、足部モデルの詳細化も必要であろう。現在の走行モデルでは足部が1剛体になっているが、足部の足指の動きを考慮できる足部モデルの開発も別途進めている¹¹⁾。一般にシューズ設計などに用いられている足部やシューズのモデルは有限要素法に基づいて構築することが多いが、有限要素モデルは計算コストが高く、またモデル構築に多くの労力を要するなどの問題があると考えて

いる。そのため、我々としては剛体リンク系、あるいは柔軟マルチボディダイナミクスの理論を応用したモデリングを検討している。シューズ設計へ本研究の走行モデルを応用する場合、ソールの形状やその粘性特性のモデル化が特に重要となろう。現状のモデルでは地面と足部との接触が4点程度の点接触であり、そこに足部とシューズの区別がなく、粘弾性要素を仮定して地面反力を計算している。この地面との接触状態のモデル精度向上も足部モデルの改良と同様に重要である。これも定性的・暫定的な評価しかできていないが、現状の走行モデルにおいても地面反力を算出するための粘弾性係数を変化させるだけで、走行の全身の運動がある程度変化する。現在ではこの粘弾性要素の係数として試行錯誤的に定めた値しか用いていないが、実際の人体足部やシューズの粘弾性特性に基づいた物理量を今後検討したい。

4. 3 運動様式と身体力学特性との関係

本モデルは身体力学系の特性を表しているため、身体特性と運動との力学的関係を幅広く調べることができる。これまでにも歩行運動について、筋力低下などの加齢的な身体力学系の変化の特徴と運動様式との生体力学的関係についてシミュレーションにより分析した例がある¹²⁾。この方法論を応用すれば、走動作についても筋力や身体機能特性と運動フォームとの関係を明らかにすることができよう。さらに、主に人類学的な目的のため、歩行運動について体形条件と運動様式の双方を相互に適応させるように進化的な探索計算を行った例がある^{13,14)}。このような方法を応用できれば、走動作に最適な体形・身体能力条件とその運動パターンの双方を計算論的に検討することができよう。

4. 4 身体力学系以外の特性の考慮

長距離走などの場合、短時間的な筋負担、関節負担だけではなく、長期的な疲労の蓄積やエネルギー消費などがリミットになることが考えられる。我々はこれまでも呼吸循環器系の動態のモデル化と筋骨格系との連成モデルを提案している¹⁵⁾。このモデルでは下肢のみによる自転車エルゴメータでのペダリング運動を想定していたが、これを走行モデルに置き換えることは比較的容易であろう。

5. おわりに

本稿では走動作の動力学シミュレーションについて我々の研究を中心に紹介した。本モデルのスポーツ応用は大いなる可能性を秘めていると考えているが、一方で課題が多いのも事実である。走動作という運動制御の観点からは困難な運動様式をモデル化することで、身体運動一般の基本的メカニズムがより明確になるようにも考えている。シューズ設計支援ツールのようなスポーツ工学応用と身体運動の基本メカニズムの解明の両面より走動作を捉えていきたい。

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, 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, 45(4), 1040-1050, (2002).
- 3) Hill, A. V.: The heat of shortening and dynamics constants of muscles, Proceedings of the Royal Society B, 126(843), 136-195, (1938).
- 4) Hase, K. and Yokoi, T.: Computer simulation study of human locomotion with a three-dimensional entire-body neuro-musculo-skeletal model. IV. Simulation of running motion and its transition process, JSME International Journal, Series C, 45(4), 1065-1072, (2002).
- 5) 北野宏明: 遺伝的アルゴリズム, 産業図書, (1993).
- 6) 荻原俊輝, 長谷和徳: 特異値分解と位相振動子を用いた3次元走行動作のシミュレーション, 日本機械学会関東支部第20期総会講演会論文集, CD-ROM, (2014).
- 7) 竹中透, 松本隆志, 吉池孝英: 床反力限界を考慮した2脚ロボットの実時間動力学補償, 日本ロボット学会誌, 32(3), 295-306, (2014).
- 8) 岡田昌史: 力学的情報処理による運動の表現と設計, 日本ロボット学会誌, 25(5), 678-683, (2007).
- 9) Kim, Y., Tagawa, Y., Obinata, G. and Hase, K.: Robust control of CPG-based 3D neuromusculoskeletal walking model, Biological Cybernetics, 105, 269-282, (2011).
- 10) Kino, H., Kikuchi, S., Matsutani, Y., Tahara, K. and Nishiyama, T.: Numerical analysis of feedforward position control for non-pulley-musculoskeletal system: a case study of muscular arrangements of a two-link planar system with six muscles, Advanced Robotics, 27(16), 1235-1248, (2013).
- 11) 林祐一郎, 長谷和徳, 内藤尚, 西澤教之: 足部の精密化と目的関数の混成化による歩行シミュレーションモデルの開発, 日本機械学会論文集, 80(812), DR0099, (2014).
- 12) Hase, K.: A computer simulation study on causal relationship between walking and physical malfunctions in older adults, Anthropological Science, 116(2), 95-104, (2008).
- 13) Hase, K. and Yamazaki, N.: Computational evolution of human bipedal walking by a neuro-musculo-skeletal model, Artificial Life and Robotics, 3, 133-138, (1999).
- 14) Hase, K., Miyashita, K., Ok, S. and Arakawa, Y.: Human gait simulation with a neuro-musculo-skeletal model and evolutionary computation, Journal of Visualization and Computer Animation, 14, 73-92, (2003).
- 15) 長谷和徳, 小林慎哉, 加納豊広, 石田浩司, 堀田典生, 大日方五郎: 運動器系・循環器系の統合的数理モデルの構築, バイオメカニズム, 18, 57-68, (2006).

長谷和徳 (はせ かずのり)

1997年慶應義塾大学大学院理工学研究科博士課程修了, 博士(工学)。生命工学工業技術研究所研究員, 産業技術総合研究所主任研究員, 名古屋大学工学研究科准教授などを経て, 2009年首都大学東京都市教養学部理工学系准教授, 2012年教授, 現在に至る。身体運動の生体力学分析の研究に従事。機械学会, ロボット学会, 人類学会, 人間工学会などの会員。(バイオメカニズム学会正会員)