

平成 30 年 6 月 3 日現在

機関番号：22604

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2015～2017

課題番号：15K05904

研究課題名(和文) 全身・足部・シューズモデルを連成させた歩行・走行シミュレーション

研究課題名(英文) Walking and running simulation coupled by whole-body, foot and shoes models

研究代表者

長谷 和徳 (Hase, Kazunori)

首都大学東京・理工学研究科・教授

研究者番号：10357775

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,800,000円

研究成果の概要(和文)：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を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。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モデルの開発を行った。ここでは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などを従来の神経筋骨格モデルに追加することで、秒速6メートルの走動作を実現した。またスポーツ用義足の形状と運動フォームの最適化問題についても取り組んだ。

研究成果の概要(英文)：Forward dynamics simulation is important in the research fields of biomechanics. The purpose of this study is to simulate three-dimensional running in humans using a neuro-musculo-skeletal model based on forward dynamics. This study especially focused on synthesizing faster running motion to improve locomotive stability. We constructed an attracting controller modeled after the involuntary control functions of the brain to maintain locomotive balance. Proposed controller was designed in the reduced-order space composed by the principal components of the joint angles and angular velocities. Moreover, a computer simulation system that derived a comprehensive optimum solution for both the mechanical design parameters of the prosthesis and takeoff action to improve the performance of amputee long jump was also constructed.

研究分野：生体力学，福祉工学，リハビリテーション工学

キーワード：バイオメカニクス スポーツ科学

1. 研究開始当初の背景

健康増進やスポーツにとって歩行・ランニング動作は基本であり、それを支援するウォーキングシューズ、ランニングシューズの開発は健康福祉工学、スポーツ工学の立場からも重要である。シューズの開発やその評価のためには足部の局所的な解剖学的、力学特性を考慮するだけでなく、歩行や走行などの全身の運動との関連を持って設計評価すべきである。しかしながら、これまでのシューズ設計・評価に関連する人体モデルとしては足部のみ注目した有限要素モデルの開発が中心であり、全身の運動との関連までモデル化したものは我々の知る限りない。また、全身レベルの運動とシューズとの関連を調べた研究では、主に実験ベースで行われおり、いくつかのシューズ条件を変更した場合の歩行ランニング動作計測などを行っているが、足部・シューズ内部の力学負荷を精密に測定することは困難であるなど、実験計測の限界もある。シューズの主に運動力学的な特徴を理解し、その最適設計を行うためには、シューズの力学的な特性モデルと足部の力学モデルとの連成モデルが必要となるだけでなく、全身運動との連成を考慮した動力学モデルが重要となる。このようなことは義足、特にスポーツ義足の設計開発においても同様に重要である。すなわち、義足単体の材料力学的な特性のみならず、運動フォームと連成して身体力学特性や運動フォームに適した義足を設計提案する必要がある。

2. 研究の目的

当初の研究目的はシューズ設計に必要な十分な精密足部筋骨格モデルを含んだ全身筋骨格モデルとシューズモデルを連成させ、歩行・走行力学シミュレーションを行うことであった。しかしながら、シューズや足部の力学特性を精密に表現し、かつ計算コストが低いモデルを構築するのは必ずしも容易ではなかったため、以下のような方針を考えた。ひとつは、シューズなどの連成を考慮はしていないものの、走行動作のシミュレーション性能を向上させる試みである。すなわち、スポーツ競技で行われている程度の走行速度の実現を目指す。もうひとつは対象をスポーツ用義足とするものである。スポーツ用義足は板バネ状の形状特性を有し、炭素繊維強化プラスチックなどで作られており、その弾性特性が跳躍や走行などの運動に適応する必要がある。この弾性特性は薄板ばねの変形理論などにより比較的モデリングが容易である利点がある。また、パラリンピックなど障害者スポーツへの貢献も期待できる。

3. 研究の方法

3.1 3次元走動作モデルの安定化

我々はこれまでに3次元神経筋骨格モデルを用いて歩行動作や走行動作のシミュレーションを実現してきた。これまでの神経筋

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った。しかし、従来のモデルでは高速走行を目指すると転倒しやすく、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検討した。

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られる。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い。

(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。

(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し、導入した。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。

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。

以上の運動制御と調整機構の全体の流れを図1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。

3.2 スポーツ用義足の最適化

次いでスポーツ用義足のモデリングと、それをを用いた跳躍動作などのスポーツ動作のシミュレーション、さらにはその最適化問題に取り組んだ。

身体力学系は左脚大腿切断のモデル化対象選手に合わせて、右大腿、右下腿、右足部、左大腿、腰部、胸部（頭部を含む）、左右上腕、左右前腕（手部を含む）の合計 10 リン

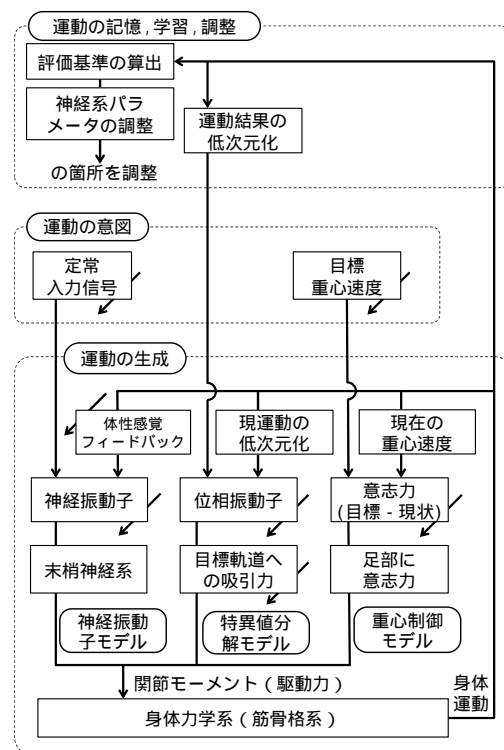


図1 走行モデルにおける運動制御と調整機構の全体構成

クの2次元剛体リンクモデルで表すようにした。義足部分のモデル化については後述する。各身体節の寸法、質量、慣性モーメントなどの力学パラメータは対象者の身体寸法と体質量とに基づき、阿江ら(1991)の文献を参照し、回帰的に求めた。左大腿部は途中で切断されているが、切断寸法に応じて質量などの力学パラメータの修正を行った。関節部には受動抵抗として非線形の弾性特性と線形の粘性特性を考慮した。左脚は大腿部で切断されているため、左膝関節も義足（膝継手）となる。膝継手の受動抵抗特性は人の膝関節受動抵抗特性を参考にして定めた。本モデルは関節駆動トルクによって制御するが、筋の力学特性として、Thelen (2003)の筋力学モデル、すなわち筋長、筋収縮速度と筋張力との関係式を、関節角度、関節角速度と関節トルクの関係に置き換えて、関節トルク駆動モデルであっても筋の力学特性を反映できるようにした。関節トルク駆動の筋モデルへの入力となる第*i*関節の正規化関節トルク状態量 $a_i(t)$ は運動フォームを最適化するためにパラメトリックに定義し、適宜変更できるようにする必要がある。そのため、本モデルでは以下のようなPD制御の考えに基づき、正規化関節トルク状態量 $a_i(t)$ を定義した。

$$a_i(t) = K_i \left({}^{ref}q_i(t) - q_i(t) \right) + D_i \left({}^{ref}\dot{q}_i(t) - \dot{q}_i(t) \right)$$

ここで、 K_i, D_i はPD制御におけるゲインに相当する係数、 ${}^{ref}q_i(t)$ は基準関節角度、 $q_i(t)$ は身体力学モデルの実際の関節角度である。基準関節角度 ${}^{ref}q_i(t)$ は3次のスプライン関数を用いてパラメトリックに、かつ任意に定義・変更できるようにした。

義足モデルを作成するために参考にした既存の義足 (Osuur 社, Cheetah Xtreme) を図 2(a) に示す。義足の全体的な形状は複雑な曲線になっているが、短い要素に分割すれば、単純な円弧や直線の組み合わせとして表現でき、また断面形状も単純な矩形で表現できる。さらに、義足の変形量は身体力学系全体の運動から見れば小さく、変形に伴う義足の慣性モーメントや重心位置などの慣性特性の変化量も身体運動全体から見れば無視できると考えられる。そのため、本研究では義足の荷重・たわみの弾性特性を円弧要素や直線要素の集合体で表現できる薄板ばねの弾性変形モデルにより表し、義足の質量慣性特性は変形を無視した剛体系と見なしてモデル化した。

以下に薄板ばねで表現された義足の 2 次元の荷重たわみの関係式を示す。義足形状は一端を固定された片持ち梁状の薄板ばねとして表される。XY 座標系に対する X 方向の荷重とたわみをそれぞれ P_x, δ_x , Y 方向の荷重とたわみを P_y, δ_y とすれば、薄板ばねの 2 次元のたわみと荷重との関係は以下のようになる。

$$P_x = \frac{EI(\Lambda_y \delta_x + \Lambda_{xy} \delta_y)}{\Lambda_x \Lambda_y - (\Lambda_{xy})^2}, P_y = \frac{EI(\Lambda_x \delta_y + \Lambda_{xy} \delta_x)}{\Lambda_x \Lambda_y - \Lambda_{xy}^2}$$

ここで、 E はヤング率であり、本研究では材料として炭素繊維強化プラスチック (CFRP) を想定し、繊維方向の 125 GPa とした。 I は断面二次モーメントである。 $\Lambda_x, \Lambda_y, \Lambda_{xy}$ は、ばね要素の形状と位置によって決まる形状係数である。義足は前述のように複数の円弧と直線要素の組み合わせで表現できるが、直線要素は曲率ゼロの円弧要素としても表現できるので、義足形状は円弧長 S 、曲率 k の円弧要素が直列に複数個連結した形状として表現できる。また、この円弧長や曲率を最適化計算の探索パラメータとすることで義足の形状を探索的に変化させることができる。ここで、ひとつの円弧要素の形状係数 ${}^{arc}\Lambda_y$ に着目する。運動中に義足の位置や向きが変化することを考慮して、図 2(b) に示すように荷重の作用位置より x_0, y_0 の位置に角度 α 傾斜した円弧長 S 、曲率 k の円弧要素の形状係数 ${}^{arc}\Lambda_y$ は以下のように与えられる。

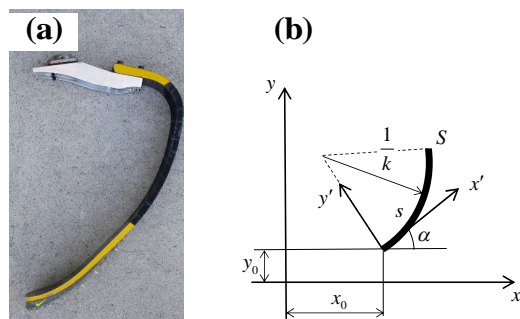


図 2 スポーツ義足のモデリング。(a) 実際のスポーツ義足。(b) 円弧要素の形状係数の定式化。

$${}^{arc}\Lambda_y = \int_0^S x^2 ds = \int_0^S \left\{ x_0 + \frac{1}{k} \sin ks \cdot \cos \alpha - \frac{1}{k} (1 - \cos ks) \sin \alpha \right\}^2 ds$$

ここで、 s は円弧要素に沿った座標である。

以上は一つの円弧要素についての形状係数であるが、義足全体を複数の円弧要素で構成する場合、それぞれの円弧要素ごとに算出した形状係数 ${}^{arc}\Lambda_{y,j}$ (j は義足の円弧要素番号) の総和をとることで、義足全体の形状係数 Λ_y が求められる。本モデルでは、義足形状は 6 つの連続した円弧要素から構成されるとした。以上の計算を同様に Λ_x や Λ_{xy} についても行い、義足の弾性特性モデルを算出した。

義足形状と跳躍運動を同時に最適化するために、義足形状の設計パラメータと運動制御のパラメータの両者を最適化の探索パラメータとし、与えられた探索パラメータに基づいた跳躍運動を繰り返し生成し、その運動生成結果を評価する評価関数に従って最適化計算を行うようにした。最適化計算における評価関数として跳躍距離を基本に定め、これを最大化するようにした。シミュレーションでは踏切前後の短時間の運動のみ再現するようにするため、跳躍距離はシミュレーション区間の終端 (空中期) の身体の重心位置と重心速度より重心の放物運動を仮定し、重心位置が所定の高さ (0.15 m) まで落下するまでの水平方向移動距離によって計算した。着地時の重心高さ (0.15 m) は実際の選手の着地動作の画像情報より求めた。この跳躍距離の最大化が主たる最適化の評価関数となるが、以下の様な評価指標を補助的に考慮した。(a) 関節駆動トルクの時間積分 (最小化): 筋負担の低減を表す。(b) シミュレーション区間の初期と終端における重心まわりの角運動量 (最小化): 不自然な運動になるのを防ぐ。(c) 右足が接地した場合のペナルティ (最小化): 不自然な運動になるのを防ぐ。(d) 鉛直地面反力が上限値を超えた場合のペナルティ (最小化): 地面反力が極端に大きくなるのを防ぐため、鉛直地面反力が所定の上限値を超えた場合、ペナルティを与える。ここでは上限値を 5000 N と定めた。(e) シミュレーション区間の初期における運動姿勢とその時期に対応する実測の運動姿勢との差 (最小化): 助走に対応するシミュレーション区間の初期姿勢は探索的に変更可能だが、これが実際の実測値からは大きく変化しないようにする。これらの指標の重み付線形和を評価関数として、これを最大化するように探索計算を行った。各項目で最小化するほうが望ましい指標については重み係数を負の値とした。また、重み係数の大きさは試行錯誤的に決定した。シミュレーションにおいて、運動フォーム最適化の効果を検証するため、該当選手の練習時の踏切動作の計測値との差異の最小化も行うようにもした。

最適化計算手法としては本研究では遺伝的アルゴリズムを用いた。図3にシミュレーションの全体的な流れを示す。(1)まず各基準関節角度ノード点からスプライン曲線によって、各駆動関節の基準関節角度波形を得る。(2)次にPD制御と筋特性モデルにより関節トルクを算出する。(3)計算した各駆動関節の関節トルクによってモデルの跳躍動作を生成する。(4)評価関数によって跳躍動作を評価する。(5)そして評価が高い跳躍動作を行ったモデルに対し、跳躍動作の変更に対応する各基準関節角度ノード点の変更、および義足の形状パラメータの変更を行う。この一連の流れを繰り返し計算することで、最終的には評価が最も高い、最適化された跳躍フォームと義足の設計パラメータを得る。

最適化シミュレーションでは運動変化がほぼ収束するまで100,000回の繰り返し計算を行った。

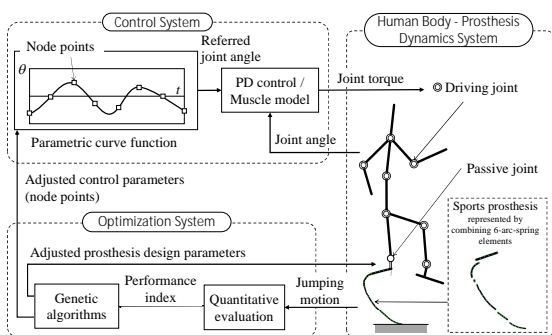


図3 シミュレーション手法の流れ

4. 研究成果

4.1 3次元走動作モデルの安定化

安定化手法を組み込んだ走行モデルを用いて、秒速6メートル程度の走行運動を実現することができた。その様子を図4に示す。秒速6メートルはフルマラソン(42.195km)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た。ただし、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%は途中で転倒した。

4.2 スポーツ用義足の最適化

比較のため、義足形状を不変とし、運動フォームについても実測値との誤差を最小化するように生成した跳躍動作を図5(a-1)(a-2)に示す。すなわち、これが現状の該当選手の運動フォームに相当する。この際のシミュレ

ーション結果の跳躍距離は5.66mであり、計測時の跳躍距離5.70mとほぼ一致した跳躍距離を実現することができた。これに対して、義足形状ならびに運動フォームを同時に最適化した結果を図3(b-1)(b-2)に示す。この場合、跳躍距離は7.01mとなり、該当選手の自己ベストならびに現在の世界記録を上回る跳躍動作を実現できた。運動フォームとしては右腕を大きく振り振り上げ、また遊脚側の右脚も比較的伸展位になり、振り上げるような動作となった。義足形状の方は、最適化することにより、先端部が直線的な形状になり、むしろ曲率は逆向きになる傾向が見られた。

最適化によって得られた運動フォームは鉛直方向床反力を増やし、鉛直方向加速度を得るために効果的な動作であると考えられる。腕ふりの重要性はこれまでも指摘されていると考えられるが、本シミュレーションによって改めてその重要性が明確化されたと考えられる。脚のスイング動作は助走との連続性を考えると現実的には難しいとも考えられるが、運動フォーム検討の一つの示唆を与えるものだと考える。義足形状については、直線的あるいは逆曲率の形状は踏切時の最後まで地面反力を大きくすることに効果的な形状であると考えられる。ただし、この最適化は踏切動作に特化したものであり、助走のしやすさは考慮していない。別途、簡易

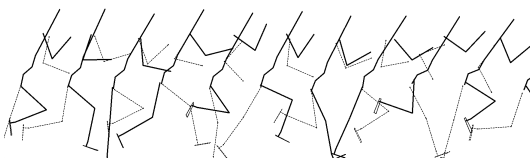


図4 走行シミュレーション結果(秒速6メートル).スティックピクチャは0.1s間隔で描画。

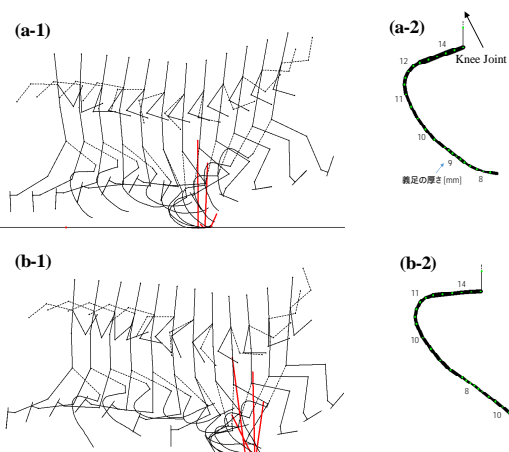


図5 スポーツ義足シミュレーション結果。(a-1)(a-2):実測近似の運動フォームと義足形状。(b-1)(b-2)最適化運動フォームと義足形状。0.025秒間隔で描画。赤実線は地面反力ベクトル。

的な助走・ランニング動作のシミュレーションそれに適応した義足形状の最適化計算を行ったが、その際には義足形状はやや丸みを帯びた形状が得られた。助走のやすさと踏切のやすさの両方を考慮する場合、これらの折衷案のような形状なると考えられた。

(1) 研究代表者
長谷 和徳 (HASE, Kazunori)
首都大学東京・理工学研究科・教授
研究者番号：10357775

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計3件)

T. Unno, S. Takehara, F. Takahashi, K. Hase:
Estimation of human motion using a
simplified human-body dynamics model,
Mechanical Engineering Journal, 査読有, 4,
2017, 16-00704,

<https://doi.org/10.1299/mej.16-00704>

林祐一郎, 長谷和徳, 内藤尚, 西澤教之:
神経振動子のフィードバック式変化による
ナンバ歩行様式の生成と評価, 日本機
械学会論文集, 査読有, 81, 2015, 1-11,

<http://doi.org/10.1299/transjsme.14-00644>

長谷和徳: 走動作の動力学シミュレーシ
ョン, バイオメカニズム学会誌, 査読無,
39. 2015, 31-36,

<https://doi.org/10.3951/sobim.39.31>

〔学会発表〕(計25件)

K. Hase, S. Murata, G. Obinata: Simulation
and optimization of the takeoff action and
prosthesis for amputee long jump, XXVI
Congress of the International Society of
Biomechanics, 2017.

K. Hase, S. Murata, G. Obinata: Simultaneous
optimization of long jump technique and
sports prosthesis, The 8th Asian Conference
on Multibody Dynamics, 2016.

K. Hase, Forward dynamics simulation of 3D
running motion using a
neuro-musculo-skeletal model, XXV
Congress of the International Society of
Biomechanics, 2015.

〔図書〕(計0件)

〔産業財産権〕

出願状況(計1件)

名称：関節トルクの測定方法、逆動力学計算
システム及び関節トルクの測定プログラム

発明者：内田和男，長谷和徳

権利者：株式会社ブリヂストン

種類：特許

番号：特願 2016-111137

出願年月日：平成 28 年 6 月 2 日

国内外の別：国内

取得状況(計0件)

〔その他〕

ホームページ等

6. 研究組織