

競技用義足のPCSモデルに基づく柔軟変形の計算とその粘性推定

○嶋根裕太（東大） 石垣泰暉（東大） 金星喜（東大） 山本江（東大）

In this paper, we propose a method for estimating the viscosity matrix using the Piece-wise Constant Strain (PCS) model to calculate the deformation of a sports prosthesis. The investigation of the viscosity of prosthesis is important to understand how the stiffness of the prosthesis affects foot function and performance during physical activity. However, there are few studies on the three-dimensional deformation and viscosity of the prosthesis. We proposed an inverse kinematics calculation method that is consistent with the physical properties of the prosthesis by considering the minimization of elastic energy. Moreover, we propose a method for estimating the viscosity matrix by solving a semi-positive definite programming based on measured data.

1. はじめに

競技用義足は障がいのある人たちがパラスポーツで活躍し、個性や能力を発揮する上で重要な役割を担っている。個性を活かすことで健常者よりも高いパフォーマンスが期待されるようになってきている [1]。義足は一人ひとりの体格や特徴に合わせて作られる必要があるが、経験に基づいて試作と試用を繰り返すため設計は容易でない。また義足の硬さが筋肉や足の機能にどのように影響するか明らかでない。

これまでに義足アスリートのパフォーマンス向上を目的とした運動解析が行われており、骨格モデルを使用するなどして全身の運動計算がされている [2, 3, 4]。また義足の粘弾性の変化が身体機能及びパフォーマンスに及ぼす影響を明らかにすべく、義足の剛性と粘性に着目した研究が行われている [2, 3]。これらの研究では剛体多リンク系としてモデル化した義足を骨格モデルに組み込んでいるが、義足の変形は矢状面に制限される。一方で柔軟変形の構造解析には有限要素法 (FEM) が一般に広く用いられており、ソフトロボットの解析や義足の変形計算などに利用されている [5]。しかし FEM は複雑な形状を扱うことができるが、メッシュ数が増えるにつれて計算コストが相対的に高くなる。

一方、ソフトロボティクス分野では柔軟なロッド形状の変形を計算する Piece-wise Constant Strain (PCS) モデル [6] が提案されている。PCS モデルは剛体多リンク系と同様にして運動学・動力学計算を扱うことができる。また FEM と比べ、低い計算コストで柔軟変形を計算することが可能である。これまでに Ishigaki & Yamamoto [7] は PCS モデルと剛体多リンク系を統合したハイブリッドリンク系を提案し、その動力学計算手法を示した。また Kim ら [10] は義足を装着したアスリートのモーションキャプチャ計算において、骨格モデルと義足の PCS モデルハイブリッドリンク系を用いて運動中の義足の 3 次元変形を含む全身運動を逆運動学計算により再構成した。このような運動計測結果に加え、義足の粘弾性などの動的特性が分かると、運動中に義足に蓄えられる復元力や、それが身体に及ぼす力学的な影響を解析することができる。著者ら [9] は義足のモーションキャプチャ計測の床反力値から PCS モデルにおける剛性行列を推定した。

本稿では、義足の PCS モデルにおける粘性行列を推定する。剛性粘性行列の推定には PCS モデルの一般化座標の値を逆運動学により計算する必要があるが、

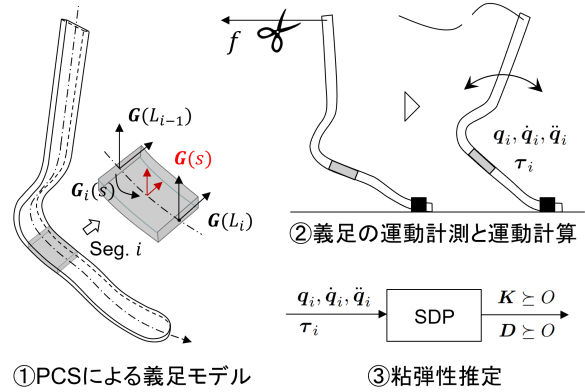


図 1 PCS モデルによる義足のモデル化と義足の運動計測データに基づく粘性行列の推定

その最適化計算においてヤング率などの材料特性から求まる弾性エネルギーを最小化する項を加えることで、物理的に整合する変形量を求める。加えて、運動計測データに基づいた義足の粘性行列を推定する手法を示すと同時に、推定される床反力値と実測値とを比較することで妥当性を示す。

2. 義足の柔軟変形モデル

図 1 のような義足の柔軟変形の計算に PCS モデルを使用する。PCS モデルは Cosserat モデル [8] に基づき、ロッド形状の変形を分割された有限個のセグメントとして計算する。連続 Cosserat モデルの構成曲線は次のように表される。

$$\mathbf{G}(s) = \begin{bmatrix} \mathbf{R}(s) & \mathbf{p}(s) \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{bmatrix} \in \text{SE}(3) \quad (1)$$

ただし、 s は連続体の中心軸座標であり、 $\mathbf{R} \in \text{SO}(3)$ 、 $\mathbf{p} \in \mathbb{R}^3$ はそれぞれ回転行列、位置ベクトルを表す。PCS モデルでは、柔軟変形により生じる構成曲線 $\mathbf{G}(s)$ の変位を 6 次元のひずみベクトル $\boldsymbol{\xi}(s) = [\mathbf{k}^T \mathbf{u}^T]^T \in \mathbb{R}^6$ として次式のように定義する。

$$[\boldsymbol{\xi} \times] := \mathbf{G}^{-1} \frac{\partial \mathbf{G}}{\partial s} = \begin{bmatrix} [\mathbf{k} \times] & \mathbf{u} \\ \mathbf{0}^T & 0 \end{bmatrix} \in \text{se}(3) \quad (2)$$

ただし、 $\mathbf{k} \in \mathbb{R}^3$ 、 $\mathbf{u} \in \mathbb{R}^3$ はそれぞれ回転方向、並進方向のひずみを表す。

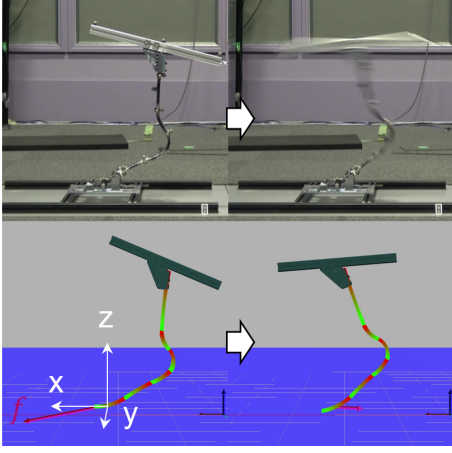


図2 上：光学式モーションキャプチャによる義足の運動計測。下：義足 PCS モデルによる逆動力学計算

義足のようなロッド形状を有限個の区間に分割し、各セグメント内ではひずみ ξ が一定であると仮定する。従って、あるセグメント i の一定ひずみ ξ_i を次式のように定義する。

$$\xi_i := \xi(s)(L_{i-1} \leq s < L_i) \quad (i = 1, \dots, N) \quad (3)$$

ただし、 L_i はセグメント i の中心座標 s の値を示す。このひずみを用いて PCS モデルの一般化座標 $\mathbf{q}_s \in \mathbb{R}^{6N}$ は次式のように定義できる。

$$\mathbf{q}_s = [\xi_1^T \quad \xi_2^T \quad \dots \quad \xi_N^T]^T \quad (4)$$

ただし、 N はセグメントの分割数を表す。

構成曲線 $\mathbf{G}(s)$ の時間変化は、次式のようなツイストベクトル $\boldsymbol{\eta}(s) = [\boldsymbol{\omega}^T \quad \mathbf{v}^T]^T \in \mathbb{R}^6$ として定義する。

$$[\boldsymbol{\eta}^\times] := \mathbf{G}^{-1} \frac{\partial \mathbf{G}}{\partial t} = \begin{bmatrix} [\boldsymbol{\omega}^\times] & \mathbf{v} \\ \mathbf{0}^T & 0 \end{bmatrix} \in \mathfrak{se}(3)$$

ただし、 $\boldsymbol{\omega} \in \mathbb{R}^3$ 、 $\mathbf{v} \in \mathbb{R}^3$ はそれぞれ回転と並進速度を表す。この速度ツイスト $\boldsymbol{\eta}(s)$ と一般化速度 $\dot{\mathbf{q}}_s$ の関係は次式のように与えられる。

$$\boldsymbol{\eta}(s) = \mathbf{J}(s, \mathbf{q}_s) \dot{\mathbf{q}}_s \quad (5)$$

$\mathbf{J}(s, \mathbf{q}_s)$ は PCS モデルのヤコビ行列である [6]。このように剛体多リンク系における微分運動学と同じ形式で書くことができる。

本稿では炭素繊維強化プラスチック (CFRP) 製の競技用義足 (1E90 Sprinter, Ottobock) を PCS モデルによってモデル化した。各セグメントのひずみを計算することで、図2に示すように3次元的に6つのセグメントで再構成した [9]。

2.1 PCS モデルのダイナミクス

ベースセグメントが環境に固定されていない場合、PCS モデルの運動方程式は次式のように表すことができる。

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M}_0 & \mathbf{M}_{0s} \\ \mathbf{M}_{0s}^T & \mathbf{M}_s \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\boldsymbol{\eta}}_0 \\ \dot{\mathbf{q}}_s \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{b}_0 \\ \mathbf{b}_s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{0} \\ \boldsymbol{\tau}_s \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{J}_0(\mathbf{q})^T \\ \mathbf{J}_s(\mathbf{q})^T \end{bmatrix} \mathbf{f} \quad (6)$$

ここで $\mathbf{M} \in \mathbb{R}^{6(N+1) \times 6(N+1)}$ は慣性行列、 $\mathbf{b} = [\mathbf{b}_0^T \quad \mathbf{b}_s^T]^T \in \mathbb{R}^{6(N+1)}$ はコリオリ力と重力を含むバイアス項を表す。 \mathbf{G}_0 と $\boldsymbol{\eta}_0$ を $s=0$ におけるベースセグメントの位置・姿勢とその速度ツイストベクトルとしたとき、 $\mathbf{q} = \{\mathbf{G}_0, \mathbf{q}_s\}$ 、 $\dot{\mathbf{q}} = [\boldsymbol{\eta}_0^T \quad \dot{\mathbf{q}}_s^T]^T$ をそれぞれ一般化座標とその速度を表すベクトルとする。また $\mathbf{f} \in \mathbb{R}^6$ は外力である。添え字の 0 と s はベースリンク及び PCS モデルを表す。 $\boldsymbol{\tau}_s \in \mathbb{R}^{6N}$ は N 個の各セグメント内部に働く力で、次のような一般化力として定義する。

$$\boldsymbol{\tau}_s = \mathbf{K} \Delta \mathbf{q}_s - \mathbf{D} \dot{\mathbf{q}}_s \quad (7)$$

ここで $\mathbf{K} \in \mathbb{R}^{6N \times 6N}$ 、 $\mathbf{D} \in \mathbb{R}^{6N \times 6N}$ はそれぞれ剛性・粘性行列を表す。また $\Delta \mathbf{q}_s$ は無負荷状態での PCS モデルの一般化座標 \mathbf{q}_{eq} を使用して以下のように定義する。

$$\Delta \mathbf{q}_s := \mathbf{q}_{eq} - \mathbf{q}_s \quad (8)$$

3. 義足の運動計測と運動計算

3.1 義足のモーションキャプチャ計測

義足の粘性を推定するため、光学式モーションキャプチャと床反力計を使用し、荷重 $\mathbf{f} \in \mathbb{R}^6$ を加えた際のひずみ $\Delta \mathbf{q}$ を計測した。図2のような治具により義足上部端点にワイヤを介して荷重を加え、瞬間的に除荷することで義足の発振運動時のマーカ位置座標及び床反力の変化を計測した。荷重及び荷重の方向を変え、数種類の条件で計測を行った。計測については文献 [9] で既に提案した手法を用いる。

3.2 弾性エネルギーに基づく逆運動学計算

一般的に逆運動学の数値解法では所望の位置 \mathbf{p}_{ref} と現在の姿勢から計算される位置 $\mathbf{p}(\mathbf{q})$ の誤差を最小化するような一般化座標を求める。PCS モデルではセグメント内でひずみが一定という仮定のもと有限個のセグメントとして分割しているため、実物との間にモデル化誤差が生ずる。また逆運動学計算には義足に設置した光学式モーションキャプチャ用のマーカの位置情報を使用するが、この貼り付け位置に関するモデル化誤差も存在する。これらのモデル化誤差はマーカの位置誤差を最小化する働きに影響を及ぼすため、剛性が大きい方向にもひずみが大きく計算されてしまうことがある。このような課題に対して、本稿では弾性エネルギーの項を評価関数に加えることでエネルギーの最小化を考え、硬い方向には動きづらく、柔らかい方向には動きやすいという弾性体の特性を考慮する。従って次式のような評価関数を考える。

$$\min g(\mathbf{q}) = \frac{1}{2} \|\mathbf{p}_{ref} - \mathbf{p}(\mathbf{q})\|_{\mathbf{W}_p}^2 + \frac{\alpha}{2} \|\mathbf{q}_{s,eq} - \mathbf{q}_s\|_{\mathbf{K}}^2 \quad (9)$$

ここで $\alpha > 0$ はエネルギー項に対する適当な重み係数で、 $\mathbf{K} = \text{diag}\{\mathbf{K}_1, \dots, \mathbf{K}_N\}$ は義足の材料の物性値から求められる剛性行列である [6]。 i 番目のセグメントにおける剛性行列は以下のように計算される。

$$\tilde{\mathbf{K}}_i = \text{diag}\{EJ_x, EJ_y, \frac{E}{2(1+\nu)}J_z\}l_i \quad (10)$$

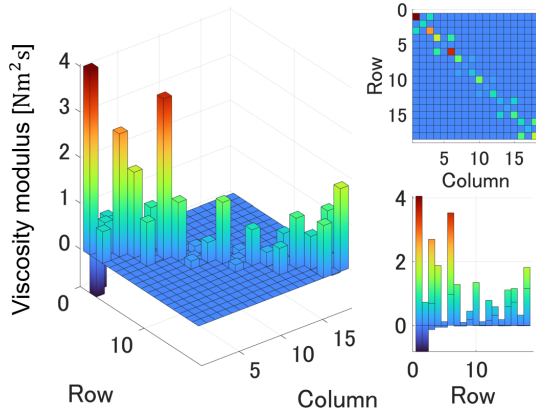


図3 粘性行列の推定結果

ここで E [GPa] はヤング率, ν [-] はポアソン比, J [m⁴] は断面二次モーメント, l_i は各セグメントの長さである. このような評価関数の設定は逆運動学の最適化計算中, 剛性が大きな方向にひずみが生じづらいといった物理的な性質に対して合理的だと考えられる.

逆運動学の数値計算では以下のような更新則に従って反復計算から所望の一般化座標を求めることができる.

$$\mathbf{q}_{k+1} = \mathbf{q}_k - \nabla^2 g(\mathbf{q}_k)^{-1} \nabla g(\mathbf{q}_k)^T \quad (11)$$

ここで k は反復計算におけるステップ数である. 勾配ベクトル $\nabla g = \partial g / \partial \mathbf{q}$ は式 (9) から以下のように計算できる.

$$\nabla g(\mathbf{q}_k) = -\mathbf{e}_k^T \mathbf{W} \begin{bmatrix} \mathbf{J}(\mathbf{q}_k) \\ \mathbf{J}_q \end{bmatrix} = -\mathbf{e}_k^T \mathbf{W} \tilde{\mathbf{J}} \quad (12)$$

$$\mathbf{J}_q = \begin{bmatrix} \mathbf{0} & \mathbf{E} \end{bmatrix} \quad (13)$$

ここで \mathbf{e}_k は位置と PCS の一般化座標に関する誤差で, \mathbf{W} は重み行列でありそれぞれ以下のように定義する.

$$\mathbf{e}_k = \begin{bmatrix} \mathbf{p}_{ref} - \mathbf{p}(\mathbf{q}_k) \\ \mathbf{q}_{s,eq} - \mathbf{q}_s \end{bmatrix}, \quad \mathbf{W} = \text{diag}\{\mathbf{W}_p, \alpha \tilde{\mathbf{K}}\} \quad (14)$$

計算が比較的高速かつ安定な Levenberg-Marquart 法ではヘッセ行列は減衰因子 \mathbf{W}_n を用いて次式のように近似できる.

$$\nabla^2 g(\mathbf{q}_k) = \tilde{\mathbf{J}}(\mathbf{q}_k)^T \mathbf{W} \tilde{\mathbf{J}}(\mathbf{q}_k) + \mathbf{W}_n \quad (15)$$

計測されたマーカ位置情報を入力として逆運動学計算を行う. 次に得られた一般化座標を数値微分することで一般化速度 $\dot{\mathbf{q}}$ 及び一般化加速度 $\ddot{\mathbf{q}}$ を計算する. これより式 (6) に基づいた PCS モデルの逆動力学計算 [7] を行うことで, 義足に働く一般化力を求めることができる. 計算の際に使用した義足及び治具の質量パラメータは文献 [11] と同様である.

4. 競技用義足の粘性推定

4.1 粘性行列の推定

計測データに基づき, 義足の粘性を推定する. 競技用義足のように剛性が高い構造では, 回転ひずみ \mathbf{k} に比べて並進ひずみ \mathbf{u} は無視できるとする. 以下では, 特に断らない限り \mathbf{q} と $\boldsymbol{\tau}$ に関して回転成分のみ考える. 従って式 (6) における変数はそれぞれ, $\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \boldsymbol{\tau} \in \mathbb{R}^{3N}$, $\mathbf{K}, \mathbf{D} \in \mathbb{R}^{3N}$ となる. 計測した運動データに基づき以下の最適化から粘性行列 \mathbf{D} を推定する.

$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{D}} \quad & \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (\boldsymbol{\Gamma}_{ij} - \mathbf{D} \dot{\mathbf{q}}_{ij})^T \mathbf{W} (\boldsymbol{\Gamma}_{ij} - \mathbf{D} \dot{\mathbf{q}}_{ij}) \\ \text{s.t.} \quad & \mathbf{D} \succeq \mathbf{0}, \end{aligned} \quad (16)$$

ここで n は計測データ数, m は各計測データの総フレーム数, \mathbf{W} は重み行列である. また $\boldsymbol{\Gamma}$ は式 (6) の運動方程式からベースリンクを除いた PCS モデルに関わる方程式であり以下のように定義する.

$$\boldsymbol{\Gamma} = \mathbf{M}_{0p}^T \ddot{\mathbf{q}}_0 + \mathbf{M}_s \ddot{\mathbf{q}}_s - \mathbf{b}_s - \mathbf{J}_s^T \mathbf{f} - \mathbf{K} \Delta \mathbf{q} \quad (17)$$

4.2 半正定値計画による推定

PCS モデル [6] ではヤング率やポアソン比等の材料の物性値によって微小領域における剛性粘性行列を対角行列として定義した. 一方で義足の剛性粘性行列の推定にあたり, 形状全体を考慮したマクロな視点での推定をする必要があると考え, また力と方向の干渉も考慮し, \mathbf{K}, \mathbf{D} を以下のようなブロック対角行列として定義する.

$$\mathbf{K} = \text{diag}\{\mathbf{K}_i\}, \quad \mathbf{D} = \text{diag}\{\mathbf{D}_i\}, \quad (18)$$

ここで $\mathbf{K}_i, \mathbf{D}_i$ はセグメント i の剛性粘性行列で, 半正定値対象行列である. 式 (16) をこれらの制約条件のもと以下のような半正定値計画問題として解く.

$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{D}, \boldsymbol{\tau}_0, t} \quad & t, \quad \text{s.t.} \quad \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m \frac{1}{2} \boldsymbol{\chi}_{ij}^T \mathbf{W} \boldsymbol{\chi}_{ij} \leq t \\ & \mathbf{X} \succeq \mathbf{O} \\ & \boldsymbol{\chi}_{ij} = \boldsymbol{\Gamma}_{ij} + \mathbf{D} \dot{\mathbf{q}}_{ij} + \boldsymbol{\tau}_{0,i} \end{aligned} \quad (19)$$

ここで t は補助変数で, $\boldsymbol{\tau}_0$ は計測誤差やモデル化誤差, 数値計算誤差を考慮するための補正項である. これら制約条件はシューアの補題から次式のように書き直せる.

$$\begin{bmatrix} (\frac{1}{2} \mathbf{W}_{ij})^{-1} & \mathbf{x}_{ij} \\ \mathbf{x}_{ij}^T & y_{ij} \end{bmatrix} \succeq \mathbf{O}, \quad \begin{aligned} i & \in \{1, 2, \dots, n\} \\ j & \in \{1, 2, \dots, m\} \end{aligned} \quad (20)$$

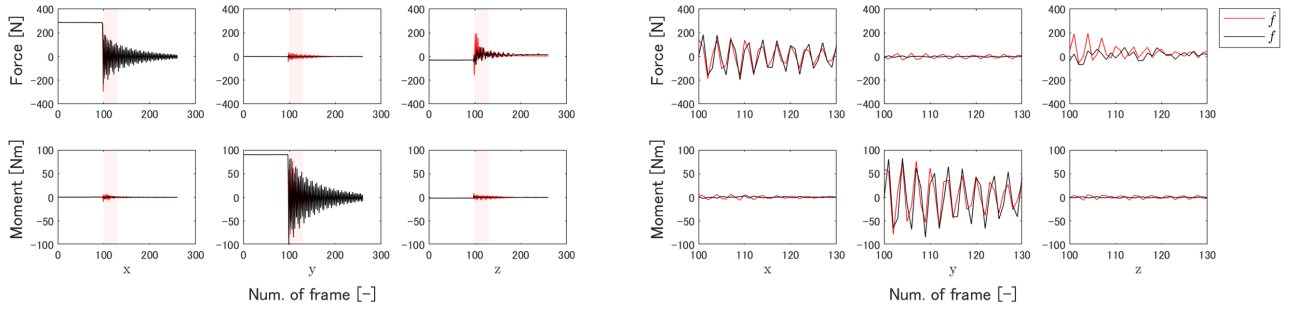


図4 床反力の推定結果と計測値（右：左図の網掛け部を拡大）

ただし x_{ij} , y_{ij} , t はそれぞれ以下のように定義する.

$$\begin{aligned} x_{ij} &= D\dot{q}_{ij} + \tau_{0,i} \\ y_{ij} &= t_{ij} - \Gamma_{ij}^T W_{ij} x_{ij} - \frac{1}{2} \Gamma_{ij}^T W_{ij} \Gamma_{ij} \\ t &= t_{11} + t_{12} + \dots + t_{ij} + \dots + t_{nm} \end{aligned} \quad (21)$$

半正定値計画問題の求解には MATLAB (The MathWorks) 及び YALMIP, MOSEK を使用した.

4.3 推定結果と考察

図3に粘性の推定値を示す. 推定結果の妥当性を検討するため, 逆力学計算結果及び推定した粘性から計算される床反力と床反力計の計測値との比較を考える. 式(6)から以下の式を満たすような床反力 $\hat{\mathbf{f}}$ を求める.

$$\mathbf{J}_s^T \hat{\mathbf{f}} = \mathbf{M}_{0s}^T \dot{\mathbf{q}}_0 + \mathbf{M}_s \ddot{\mathbf{q}}_s - \mathbf{b}_s - \mathbf{K} \Delta \mathbf{q}_s + \mathbf{D} \dot{\mathbf{q}}_s + \boldsymbol{\tau}_0 \quad (22)$$

図4では推定した床反力の値 $\hat{\mathbf{f}}$ と床反力計から得た計測値 \mathbf{f} を比較する. 義足には瞬間的に荷重を除荷する操作が加えられたため, 時間経過に伴い減衰するような発振運動が確認できる. 赤線と黒線はそれぞれ床反力 $\hat{\mathbf{f}}$, \mathbf{f} を表し, 波形の大きさや傾向の類似性を確認できる. また推定値 $\hat{\mathbf{f}}$ と計測値 \mathbf{f} との二乗平均平方根誤差 (RMSE) はデータレンジに対して 3%程度であった.

5. おわりに

本稿ではロッド形状の柔軟変形が計算可能な PCS モデルを競技用義足の変形計算に使用することで粘性行列の推定を行った. 粘性行列の推定に際して, ヤング率などの材料特性から求まる弾性エネルギーの最小化を加味することで, 義足の物理的な性質に対して整合する逆運動学計算手法を提案した. また光学式モーションキャプチャと床反力計より計測した運動データおよび運動計算結果から半正定値計画問題を解くことで粘性行列を推定する手法を示した. さらに推定した粘性行列から求めた床反力と実測値を比較した結果, 値の類似性を定性的に確認するとともに, 二乗平均平方根誤差は 3%程度であることがわかった.

なお, 本研究は JSPS 科研費 21H01282 の助成および JST SPRING, JPMJSP2108 の助成を受けた.

参考文献

- [1] Hobara H, Kobayashi Y, Helder TA and Mochimaru M: "The fastest sprinter in 2068 has an artificial limb?", *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 39, no. 6, pp. 519-20, 2015.
- [2] Fey NP, Klute GK and Neptune RR: "Altering prosthetic foot stiffness influences foot and muscle function during below-knee amputee walking: A modeling and simulation analysis", *Journal of Biomechanics*, vol. 46, no. 4, pp. 637-644, 2013.
- [3] Murai A, Hobara H, Hashizume S, Yoshiyuki K and Mitsunori T: "Can forward dynamics simulation with simple model estimate complex phenomena?: Case study on sprinting using running-specific prosthesis", *ROBOMECH Journal*, vol. 5, no. 10, 2018.
- [4] Hase K, Togawa H, Kobayashi S and Obinata G: "Parametric modeling of sports prostheses based on the flat spring design formulas", *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, vol. 15, no. 1, p. 1900446, 2020.
- [5] Rahman M, Bennett T, Glisson D, Beckley D and Khan J: "Finite Element Analysis of Prosthetic Running Blades Using Different Composite Materials to Optimize Performance", *Proceedings of the ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*. vol. 10, pp. 14-20, 2014.
- [6] Renda F, Boyer F, Dias J and Seneviratne L: "Discrete Cosserat Approach for Multisection Soft Manipulator Dynamics", *IEEE Transactions on Robotics*, vol.34, no. 6, pp. 1518-1533, 2018.
- [7] Ishigaki T and Yamamoto K: "Dynamics Computation of a Hybrid Multi-link Humanoid Robot Integrating Rigid and Soft Bodies", *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2793-2798, 2021.
- [8] Antman SS: "Nonlinear Problems of Elasticity", *Applied Mathematical Sciences*, vol. 107, 2005.
- [9] Shimane Y, Ishigaki T, Kim S, Ikegami Y and Yamamoto K: "Application of Piece-wise Constant Strain Model to Flexible Deformation Calculation of Sports Prosthesis and Stiffness Estimation", *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 12758-12763, 2022.
- [10] Kim S, Ishigaki T, Shimane Y, Ikegami Y and Yamamoto K: "Inverse Kinematics of Hybrid Multi-link System and its Application to Motion Capture for Athlete Wearing Sports Prosthesis", *International Conference on Humanoid Robots*, pp. 837-842, 2022.
- [11] 嶋根裕太, 石垣泰暉, 金星喜, 池上洋介, 山本江: "Piece-wise Constant Strain モデルに基づく競技用義足の動力学計算と評価", *日本ロボット学会学術講演会*, vol. 40, p. 3C2-02, 2022.