

柔軟物モデルとアクティブセンシングに基づいた 軌道生成によるセンサレス反力推定

金谷 孝一郎¹, 村上 健一¹, 山川 雄司¹

¹ 東京大学

Sensorless Reaction Force Estimation through Trajectory Generation
Based on Deformable Object Modeling and Active Sensing

Koichiro Kanaya, Kenichi Murakami and Yuji Yamakawa

¹ The University of Tokyo

要旨. 本研究では, 力センサを用いずにグリッパと柔軟物間の反力を推定するために, バネとダンパでモデル化した柔軟物のパラメータ同定法を提案する. 提案手法では, アクティブセンシングに基づきグリッパの軌道を生成し, ノイズにロバストな同定計算を行う. **実験では鶏むね肉を対象に提案手法の反力推定精度を評価した.** その結果, 単純な 5 次関数のグリッパ軌道と比較して推定精度が向上することを確認した.

1 緒言

近年, 医療分野では患者と医師双方にメリットがある低侵襲手術が注目されている [1]. 従来の開腹手術と比較し, 低侵襲手術は小さな皮膚切開を介して手術を行う. これにより, 患者には手術リスク, 感染症リスクの低下 [2] や入院期間 [3], 回復期間の短縮 [4] といったメリットがある. また, ロボットを用いた低侵襲手術では外科医の手術時の肉体的疲労の低減や, X 線透視装置を用いた現場での放射線被曝の低減といったメリットがある [5].

しかし, 低侵襲手術に用いられる鉗子グリッパは, スペース的な制約 [1] や生体適合性の需要 [6] から, 力センサを搭載することが難しい. この力センサの不在は, 外科医の練習期間の長期化 [7] や, ロボットによる自動化を推進する上での課題となっている [8]. 鉗子グリッパへの力センサ搭載が困難である主な要因は, その小型化, 生体適合性, 殺菌処理への耐久性にある [9]. 鉗子グリッパ内の限られた空間内では, 力センサとその計測に必要な配線を組み込む物理的なスペースが不足する [1]. また, 力センサが必ずしもチタンやステンレスといった生体適合素材で構成されるとは限らない [6]. さらに, 鉗子グリッパは高温の蒸気により殺菌され, 数回の殺菌処理によりセンサの精度が低下する [9]. これらの要因による力センサの不在を解決するために, 力センサを用いないで反力を推定する技術には必要がある.

推定反力は触覚フィードバックに使用され, ロボットを用いた自動化では, 最低 0.5 kHz [10], 理想的には, 1 kHz の更新頻度が必要とされる [11]. この更新頻度を満たすために, 反力推定での計算効率が重要である. そこで本研究では, 臓器等の柔軟物を計算コストの小さいバ

ネとダンパでモデル化し, バネ定数と粘性減衰係数を同定し, 反力推定を行う.

2 関連研究

センサレスで反力推定をする研究と, 柔軟物をモデル化しロボットで操作する研究について述べる. センサレスで反力推定をする研究には, 内視鏡画像から反力を推定する研究と, 駆動用モータやワイヤから反力を推定する研究がある. まず, 画像ベースの研究に関して, Chua らは RGB 画像とロボットの状態をニューラルネットワークの入力とすることで, 画像のみやロボットの状態のみを入力とする場合より, 汎化能力を向上させた [12]. さらに, 単一フレームごとに反力を推定することで, 37.7 Hz の更新速度を達成し, リカレントニューラルネットワーク (12.4 Hz) と比較して, 高速な反力推定を実現した. しかし, 学習系を用いた手法では, 1 kHz の更新頻度を達成することが難しいと考える. Wang らは変形前後の画像から変位を計測し, 既知の材料特性と有限要素法を用いて, 力の位置と大きさを推定した [13]. 変位の推定精度が反力推定精度に影響し, 高精度な変位計測には, マーカが必要となるという課題がある.

駆動用モータやワイヤから推定する研究に関して, Xue らは, ワイヤ駆動する鉗子グリッパをケーブルプーリーシステムでモデル化し, 張力伝達特性, エンドエフェクタのカップル特性, 隣接するプーリーの摩擦特性を考慮し, 鉗子の把持力を推定した [14]. しかし, グリッパが停止しているときの反力は停止前の値を取り続けるというアルゴリズムであり, 塑性変形が進む柔軟物の反力を推定することは難しいと考える.

次に、柔軟物をモデル化しロボットで操作する研究は、柔軟物のモデル化に関して大きく3つに分類できる [15]。1; 柔軟物をバネとダンパでモデル化する研究, 2; 柔軟物を有限要素法でモデル化する研究, 3; Position Based Dynamics(PBD) でモデル化する研究である。まず、バネとダンパによりモデル化する手法は、計算量が少ない一方で、柔軟物の変形に対するモデルの精度が低い手法である [16]。しかし、モデルのパラメータを同定する上で、柔軟物全体の変形を計測するだけでよいので内視鏡画像やグリッパのエンコーダによる計測が可能である。次に、有限要素法でモデル化する手法は、柔軟物の変形に対するモデルの精度が高い [18]。しかし、計算量が多く、リアルタイムでの反力推定には不向きであり、密度やヤング率、ポアソン比を事前に計測する必要がある。最後に、PBD でモデル化する手法は、柔軟物の変形に対するモデルの精度はバネダンパより高く、計算量は有限要素法よりも少ない [17]。しかし、柔軟物のせん断変形を計測する必要がある、マーカが必要となるが、臓器が出血することを考慮すると画像計測は難しいと考える。

力センサを搭載していないグリッパは、エンコーダをもとに制御される。そのためグリッパが目標位置に到達し停止すると、制御入力である力入力は0 [N] になる。しかし、柔軟物の変形に伴い反力は変化し、力入力だけでは反力推定することが困難である。加えて、計算コストの低減や、マーカを用いず画像やエンコーダのみで計測を完結したいという必要がある。そこで、本研究では柔軟物をバネとダンパでモデル化し、同定精度を向上させるために、グリッパが停止するまでの軌道を分割して生成する手法を提案する。

3 提案手法

反力推定は変形段階と停止段階の2段階で行う。まず変形段階では、グリッパの目標位置と制御入力である力入力からバネ定数、粘性減衰係数を同定する。次に停止段階では、同定したバネ定数、粘性減衰係数とグリッパのエンコーダの値を用いて反力を推定する。本研究は変形段階でのグリッパ軌道や同定計算に重きを置き、手法を提案する。目標は停止段階での推定反力を力センサの計測値に近づけることである。

弾性と塑性の両方の性質を表現する柔軟物モデルとして、図1に示すバークスモデルを用いる [16]。図1のモデルへの力入力 $f(t)$ と、変形量 $x(t)$ の関係は以下のように表される。

$$p_1 x + p_2 \int x dt = p_3 \int f dt + p_4 \iint f dt dt + f \quad (1)$$

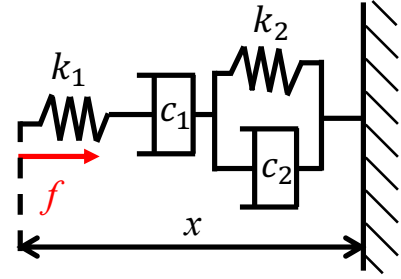


Fig. 1: Barger's model.

ここで、

$$\begin{aligned} p_1 &= k_1, \\ p_2 &= \frac{k_1 k_2}{c_2}, \\ p_3 &= \frac{k_1}{c_2} \left(1 + \frac{k_2}{k_1} + \frac{c_2}{c_1} \right), \\ p_4 &= \frac{k_1 k_2}{c_1 c_2}, \end{aligned} \quad (2)$$

である。 k_1, k_2 は弾性係数であり、 c_1, c_2 は粘性減衰係数である。以降これらをまとめて粘弾性係数と呼び、時間積分 $\int dt, \iint dt dt$ をそれぞれ \int, \iint と表記する。式 (1) をタイムステップごとにに行に格納し、行列形式で表すと、

$$\mathbf{M} \mathbf{p} = \mathbf{q} \quad (3)$$

となる。ただし、

$$\begin{aligned} \mathbf{M}_{n \times 4} &= \begin{bmatrix} x, & \int x, & -\int f, & -\iint f \end{bmatrix}, \\ \mathbf{p}_{4 \times 1} &= [p_1, p_2, p_3, p_4]^T, \quad \mathbf{q}_{n \times 1} = f \end{aligned} \quad (4)$$

である。行列 \mathbf{M} の擬似逆行列を算出することで、粘弾性係数 k_1, k_2, c_1, c_2 を同定できる。しかし、エンコーダの計測結果には、ノイズが含まれ、位置制御するモータの力入力には、ゲインが乗じられたノイズが現れる。このノイズにより粘弾性係数の同定精度が低下するという課題がある。

この課題を解決するために、まず、3.1 節では、行列 \mathbf{M} の特異値に着目し、ノイズにロバストなグリッパの軌道生成方法と、その軌道に適した計算方法について述べる。次に、3.2 節では、粘弾性係数が0や無限大に近づくことを防ぐために、粘弾性係数の更新方法について述べる。これらの手法は変形段階での提案であり、グリッパが柔軟物と接触してから停止するまでの間、グリッパと柔軟物は接触を保つとする。

3.1 QR 分解を用いたグリッパの軌道生成と軌道に適した同定計算

\mathbf{M} の特異値に着目し、ノイズにロバストな軌道を複数のサイクルに分割して生成する。本節では、3.1.1 項でノ

イズにロバストな特異値の決定方法，3.1.2 項で各サイクルでの QR 分解を用いたグリッパの軌道生成方法，3.1.3 項で軌道に適した同定計算方法について述べる．

3.1.1 ノイズにロバストな特異値の決定方法

まず，ノイズを明示的に扱うために， \mathbf{q} のノイズを noise とする． \mathbf{p} の算出は，行列 \mathbf{M} の擬似逆行列 \mathbf{M}^\dagger を用いて，

$$\begin{aligned}\mathbf{M}\mathbf{p} &= \mathbf{q} + \text{noise} \\ \mathbf{p} &= \mathbf{M}^\dagger(\mathbf{q} + \text{noise}) \\ \mathbf{p} &= \mathbf{V}\Sigma^{-1}\mathbf{U}^T(\mathbf{q} + \text{noise})\end{aligned}\quad (5)$$

のようになる．ただし，

$$\Sigma^{-1} = \left[\text{diag}\left(\frac{1}{\gamma}, \frac{1}{\gamma}, \frac{1}{\gamma}, \frac{1}{\gamma}\right), \mathbf{0}_{4 \times n} \right] \quad (6)$$

である．ここで， $\mathbf{V}, \mathbf{U}, \gamma$ は行列 \mathbf{M} を特異値分解したときの直交行列と特異値であり， γ を

$$O(\min(\mathbf{p})) \gg \frac{O(\text{noise})}{O(\gamma)} \quad (7)$$

のように決定することでノイズの影響を抑えた \mathbf{p} の算出ができる．

3.1.2 QR 分解を用いたグリッパの軌道生成

次に，行列 \mathbf{M} の特異値 γ が式 (7) を満たすように，グリッパの軌道 x を QR 分解を用いて生成する．図 2 にその概略を示す． x は \mathbf{M} の 1 列目であるので，前サイクルでの同定結果 (\mathbf{p}, γ) を用いて，仮想的な \mathbf{M}_v を作り，その 1 列目を抽出し本サイクルでの軌道 x とする． \mathbf{M}_v は QR 分解を用いて生成する．所望の γ と軌道形状が 5 次関数になるように直交行列 \mathbf{Q} と対角行列 \mathbf{R} は独立に決定する．直交行列 \mathbf{Q} は，図 2 の上側ルートで生成する． \mathbf{Q} は \mathbf{M}_v とは別の一時的な行列 \mathbf{M}_{temp} を QR 分解することで得る． \mathbf{M}_{temp} は，1 サイクル前に同定したパラメータ \mathbf{p} を柔軟物モデルに適応し，仮想的な 5 次関数形状の変形量 x_{temp} を与えることで得られる．対角行列 \mathbf{R} は，図 2 の下側ルートで生成し， γ を対角成分とした 4×4 行列とする．最終的に，独立に得られた \mathbf{Q} と \mathbf{R} を掛け合わせることで，行列 \mathbf{M}_v を生成し，その 1 列目をグリッパの軌道 x とする．

3.1.3 軌道に適した同定計算方法

最後に，このグリッパの軌道生成に適したパラメータ \mathbf{p} の計算方法について述べる．粘弾性モデルの変形と反力の関係式 (1) を行列式 (3)(4) に変形する際， \mathbf{q} には $f, \int f, \iint f, x, \int x$ の 5 通りの選び方がある．上記で述べたグリッパの軌道は， \mathbf{q} のノイズの影響を抑える軌道になっており， \mathbf{q} に最もノイズの大きい f を用いることで提案した軌道生成が有効に働く．

3.2 粘弾性係数の逐次的な値の更新方法

粘弾性係数と x, f の関係式 (3) は不能であり，求める解 \mathbf{p} が 4 要素であるのに対し，方程式の数が過剰であり矛盾する式が含まれる．一部の矛盾する式より粘弾性係数が負になり，物理的に妥当性を失う場合がある．そこで，式 (3) の擬似逆行列の算出方法を逐次的に行い，粘弾性係数が物理的に妥当でないデータは除外する．まず擬似逆行列の逐次的な算出方法について述べ，次に除外するデータの決定方法について述べる．

タイムステップが $n-1$ までの行列 \mathbf{M} を \mathbf{M}_{n-1} とし， n 番目のタイムステップのデータ \mathbf{m}_n として，タイムステップ n での行列 \mathbf{M}_n を，

$$\begin{aligned}\mathbf{M}_n &= \left[\mathbf{M}_{n-1}, \mathbf{m}_n \right]^T, \\ \mathbf{m}_n &= \left[x_n \quad \int x_n \quad -\int f_n \quad -\iint f_n \right]\end{aligned}\quad (8)$$

とする．このとき $(\mathbf{M}_n^T \mathbf{M}_n)^{-1}$ を \mathbf{J}_n とし， \mathbf{J}_n の更新式は Woodbury の公式を用いて，

$$\begin{aligned}\mathbf{J}_n &= (\mathbf{M}_n^T \mathbf{M}_n)^{-1} \\ &= (\mathbf{M}_{n-1}^T \mathbf{M}_{n-1} + \mathbf{m}_n^T \mathbf{m}_n)^{-1} \\ &= \mathbf{J}_{n-1} - \frac{\mathbf{J}_{n-1} \mathbf{m}_n \mathbf{m}_n^T \mathbf{J}_{n-1}}{1 + \mathbf{m}_n^T \mathbf{J}_{n-1} \mathbf{m}_n}\end{aligned}\quad (9)$$

と表せる． \mathbf{p} の $n-1$ 番目と n 番目の関係は，

$$\begin{aligned}\mathbf{p}_n &= (\mathbf{M}_n^T \mathbf{M}_n)^{-1} \mathbf{M}_n^T \mathbf{q}_n \\ &= \mathbf{J}_n \mathbf{M}_n^T \mathbf{q}_n \\ &= \mathbf{J}_n (\mathbf{p}_{n-1} + \mathbf{m}_n^T \mathbf{q}_n)\end{aligned}\quad (10)$$

となる．この更新式 (9)，(10) とタイムステップ n で計測されるデータ \mathbf{m}_n と \mathbf{q}_n を用いて $\mathbf{p}_{n,\text{temp}}$ を算出し， \mathbf{p}_n の更新に利用するか，除外するか判断する．

次に，除外するデータの決定方法について述べる．式 (2) を変形し \mathbf{p} から k_1, k_2, c_1, c_2 は，

$$\begin{aligned}k_1 &= p_1, \\ k_2 &= \frac{p_2}{p_3 - \frac{p_4 p_1}{p_2} - \frac{p_2}{p_1}}, \\ c_1 &= \frac{p_2}{p_4}, \\ c_2 &= \frac{p_1}{p_3 - \frac{p_4 p_1}{p_2} - \frac{p_2}{p_1}}\end{aligned}\quad (11)$$

のように算出できる．さらに，ゼロ除算や値の発散を避けるため，更新に用いる $\mathbf{p}_{n,\text{temp}} = [p'_1, p'_2, p'_3, p'_4]^T$ の条件は，

$$\begin{aligned}10^{-7} &< p'_i < 10^7, \\ 10^{-7} &< \left(p'_3 - \frac{p'_4 p'_1}{p'_2} - \frac{p'_2}{p'_1} \right)\end{aligned}\quad (12)$$

とした．これにより安定して物理的に妥当な粘弾性係数を算出できる．

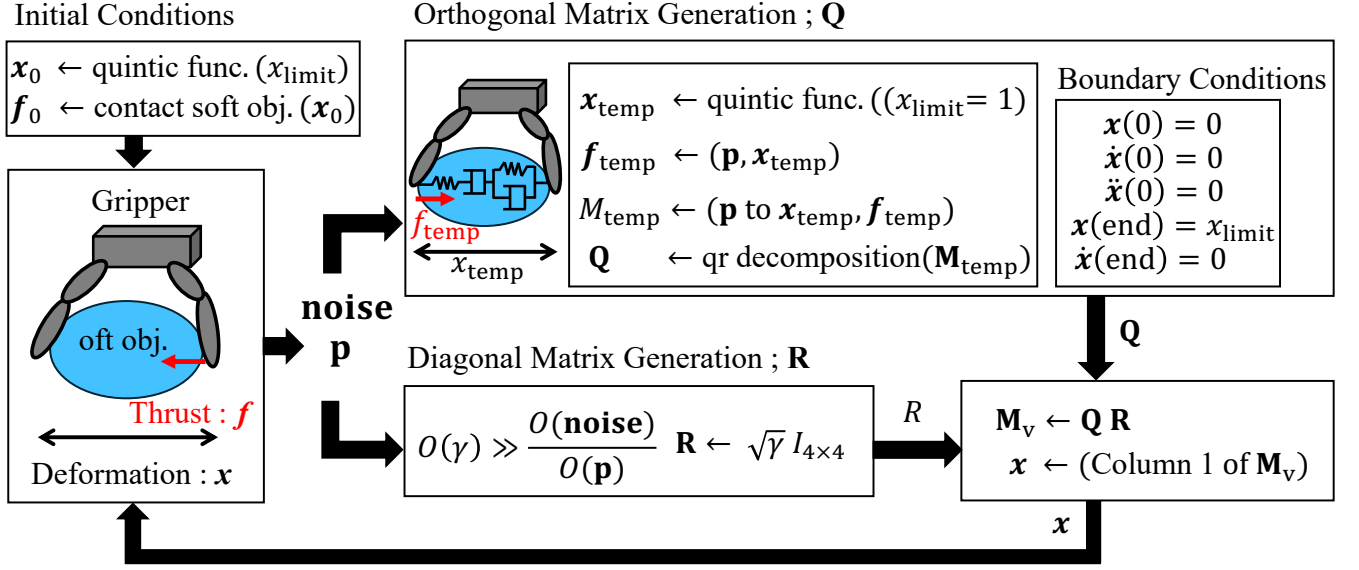


Fig. 2: Generation of the gripper trajectory using QR decomposition.

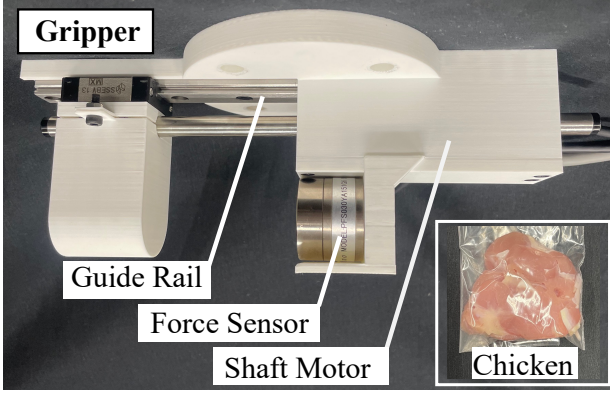


Fig. 3: Experimental setup and test object.

4 評価実験

4.1 実験システム

実験に用いたグリッパと実験対象の柔軟物を図 3 に示す。駆動系にはシャフトモータ (日本パルスモータ社製; SL083) を用い、1 kHz で制御した。反力の真値を確認するために、力センサ (レプトリノ社製; PFS030YA151G6) を用いた。研修医の超音波ガイド下での処置の練習対象として、鶏むね肉や、豆腐、ゼラチンが用いられることから [19][20]、実験対象として、鶏むね肉を用いた。

4.2 評価方法

1 回の実験は 15 秒間で行い、はじめの 6 秒間を変形段階、次の 9 秒間を停止段階とした。停止段階 9 秒ではグリッパに変形段階での最終目標位置を与え続けた。変形段階 6 秒間では粘弾性係数 (k_1, k_2, c_1, c_2) を同定し、停止段階 9 秒間では反力を推定した。推定反力は力センサの計測

結果との平均絶対誤差 (MAE : Mean Absolute Error) を算出し評価した。実験では、2 つのグリッパ軌道により反力推定精度を比較した。1 つ目は、提案手法による軌道であり、変形段階の 6 秒を 2 秒ごとの 3 サイクルに分割し生成した (Prop.: proposed method)。もう 1 つは、提案手法と同じ最終値を持つ 5 次関数形状の軌道である (Quint.: quintic polynomial)。5 次関数の境界条件は、図 2 の直交行列の生成時に用いた境界条件と同じである。それぞれの軌道に対して実験を 5 回行った。

4.3 結果

図 4 に反力推定の MAE を示す。提案手法により生成したグリッパ軌道の方が 5 次関数形状の軌道よりも MAE が小さく、反力推定精度が高いことがわかる。図 5 に反力推定と力センサの計測結果を示す。提案手法は 5 次関数形状と比較して、反力の最大値と反力の減少傾向が力センサの計測結果と類似していることがわかる。表 1 に 5 回の実験での粘弾性係数の同定結果を示す。提案手法と比較し 5 次関数形状の軌道では、 c_1 の標準偏差が大きい。グリッパを対象物から離れた後、対象物に残留する塑性変形量を計測することで c_1 の同定精度は向上する [21]。本研究では変形過程のみで粘弾性係数を同定するため、4 つの係数の中で c_1 の同定が難しい。5 次関数形状の軌道と比較し、提案手法での MAE と c_1 の標準偏差が小さいことから、提案手法では真値に近い値を安定して算出できたと考える。

4.4 考察

提案手法の軌道生成は、1 サイクルを 2 秒とし 3 サイクルで実験を行った。前サイクルで計測されたノイズと

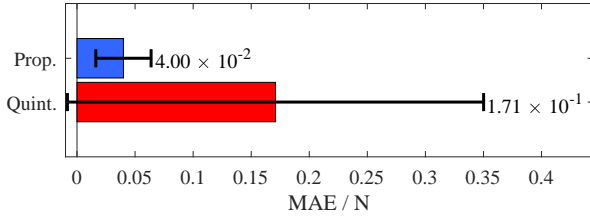


Fig. 4: Bar result of MAE.

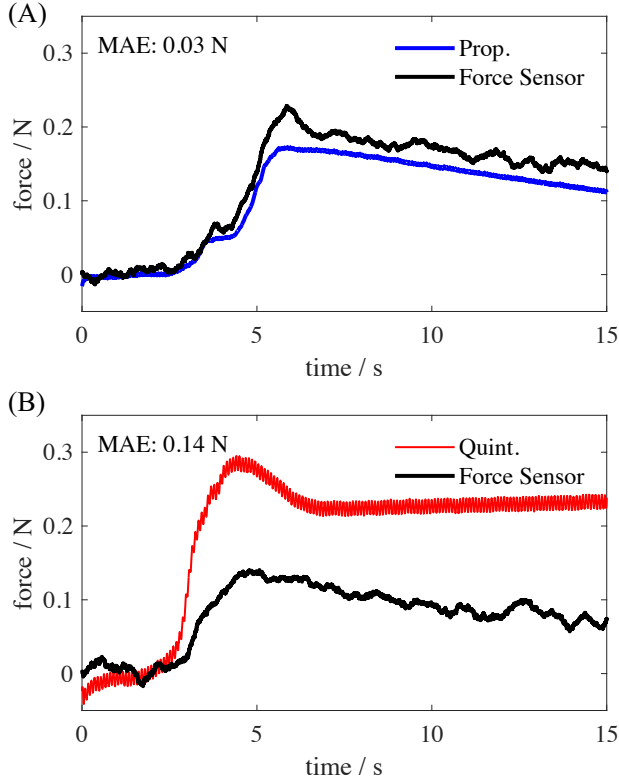


Fig. 5: Compare prediction force with force sensor; (A) proposed method, (B) quintic polynomial.

推定した粘弾性係数をもとに、次サイクルのグリップ軌道を生成するため、サイクルを重ねるごとに反力の推定精度が向上することが期待される。図 6 に、軌道生成のサイクルごとの MAE を示す。提案手法では、3 サイクル目で推定反力の MAE とその標準偏差が大きく減少する。一方で、5 次関数形状の軌道では、3 サイクル目での MAE の減少幅が小さく、標準偏差の減少が見られない。5 次関数形状の軌道での MAE の減少幅が小さい原因は、3.2 節のデータの抽出により、変形過程 (6 秒間) の大半のデータが粘弾性係数が物理的に妥当でないとして、除外されるためと考える。このことから特異値に注目しサイクルごとに軌道を生成することが、反力推定精度の向上に貢献していると考えられる。

次に、3.1 節で述べた軌道に適した同定計算の有効性について考察する。提案手法による軌道生成では、式 (4) の q に重畳したノイズの影響を抑えることを目的としてお

Table 1: Viscoelastic Parameters Estimation Results.

(A) proposed method				
	k_1	k_2	c_1	c_2
exp.1	4.3	2.1	17	0.94
exp.2	5.5	1.8	15	1.2
exp.3	6.7	2.4	26	0.64
exp.4	3.4	1.8	19	1.2
exp.5	5.1	1.7	15	1.1
mean	5.0	2.0	18	1.0
std.	1.2	0.3	4.6	0.2

(B) quintic polynomial				
	k_1	k_2	c_1	c_2
exp.1	0.67	0.27	1.07	0.19
exp.2	3.1	0.61	1.3×10^3	1.2
exp.3	3.9	0.78	3.7×10^3	1.4
exp.4	0.47	0.32	1.2	0.16
exp.5	3.8	0.81	42	1.4
mean	2.4	0.56	7.6×10^3	0.88
std.	1.7	0.25	1.6×10^4	0.65

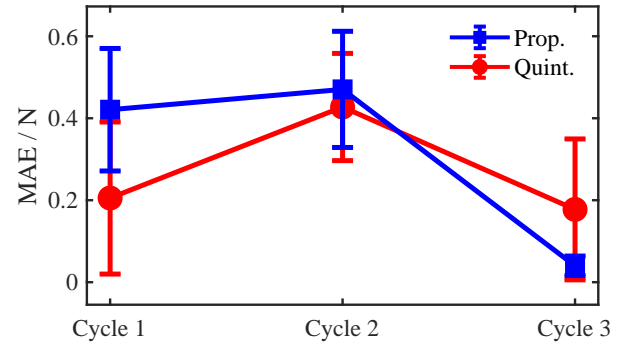


Fig. 6: compare MAE among cycles.

り、軌道に適した同定計算として、 q に最もノイズの大きい f を用いることを提案した。図 7 に、 q の選び方を変えた場合の MAE を示す。 q に f を用いた場合の MAE が最も小さく、 f に関しては、積分を重ねるごとに MAE が増加することがわかる。よって、提案した同定計算は、グリップの軌道に適しており、反力推定精度を向上させていることがわかる。

5 結言

本研究では、力センサを用いずに反力を推定する手法を提案した。柔軟物の粘弾性係数をノイズにロバストに算出する課題を設定し、グリップの軌道生成と軌道に適した同定計算、粘弾性係数の更新方法を提案した。実験により、提案手法の軌道を用いることで、5 次関数形状の

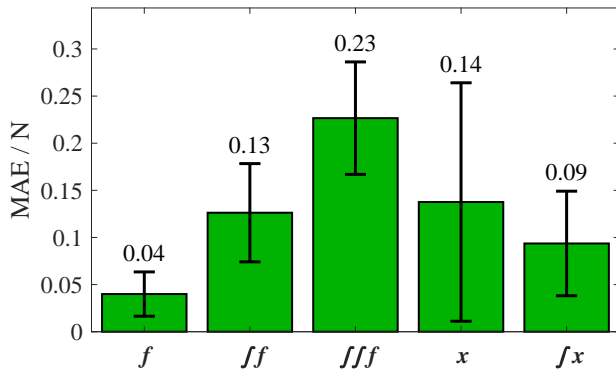


Fig. 7: Compare 5 method of identification calculation.

軌道よりも反力推定精度が向上することを確認した。

今後の展望として、柔軟物把持、柔軟物から異物を引き剥がす等の具体的なタスクをセンサレスで実現する [22]。

参考文献

- [1] W. Wang, J. Wang, Y. Luo, X. Wang, H. Song : A Survey on Force Sensing Techniques in Robot-Assisted Minimally Invasive Surgery , IEEE Transactions on Haptics , Vol. 16 , No. 4 , pp.702–718, 2023.
- [2] Zarrin PS, Escoto A, Xu R, Patel RV, Naish MD, Trejos AL : Development of a 2-DOF sensorized surgical grasper for grasping and axial force measurements , IEEE Sensors Journal , Vol. 18 , No. 7 , pp.2816–2826, 2018.
- [3] Okamura AM : Haptic feedback in robot-assisted minimally invasive surgery , Curr Opin Urol , pp.102–107, 2009.
- [4] Lee C, Park YH, Yoon C, Noh S, Lee C, Kim Y, Kim HC, Kim HH, Kim S : A grip force model for the da Vinci end-effector to predict a compensation force , Med Biol Eng Comput , Vol. 53 , No. 3 , pp.253–261, 2015.
- [5] Schostek S, Schurr MO, Buess GF : Review on aspects of artificial tactile feedback in laparoscopic surgery , Med Eng Phys , Vol. 31 , No. 8 , pp.887–898, 2009.
- [6] Trejos AL, Escoto A, Hughes D, Naish MD, Patel RV : A sterilizable force-sensing instrument for laparoscopic surgery , IEEE Sensors Journal , Vol. 17 , No. 13 , pp.157–162 , 2014.
- [7] Shahzada KS, Yurkewich A, Xu R, Patel RV : Sensorization of a surgical robotic instrument for force sensing , Optical Fibers and Sensors for Medical Diagnostics and Treatment Applications XVI , Vol. 9702 , pp.153–162 , 2016.
- [8] Amirabdollahian F, Livatino S, Vahedi B, Gudipati R, Sheen P, Gawrie-Mohan S, Vasdev N : Prevalence of haptic feedback in robot-mediated surgery: a systematic review of literature , Journal of robotic surgery , Vol. 12 , No. 1 , pp.11–25, 2018.
- [9] Trejos AL, Escoto A, Naish MD, Patel RV : Design and evaluation of a sterilizable force sensing instrument for minimally invasive surgery , IEEE Sensors Journal , Vol. 17 , No. 13 , pp.3983–3993, 2017.
- [10] Jones D, Wang H, Alazmani A, Culmer PR : A soft multi-axial force sensor to assess tissue properties in realtime , The International Journal of Robotics Research , Vol. 34 , No. 11 , pp.5738–5743 , 2017.
- [11] Choi S, Tan HZ : Effect of update rate on perceived instability of virtual haptic texture , IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) , Vol. 4 , pp.3577–3582 , 2004.
- [12] Chua Z, Jarc AM, Okamura AM : Toward force estimation in robot-assisted surgery using deep learning with vision and robot state , IEEE international conference on robotics and automation (ICRA) , pp.12335–12341 , 2021.
- [13] Wang X, Ananthasuresh GK, Ostrowski JP : Vision-based sensing of forces in elastic objects , Sensors and Actuators A: Physical , Vol. 94 , No. 3 , pp.142–156, 2001.
- [14] Xue R, Du Z, Yan Z, Ren B : An estimation method of grasping force for laparoscope surgical robot based on the model of a cable-pulley system , Mechanism and Machine Theory , Vol. 134 , pp.440–454, 2019.
- [15] Yin H, Varava A, Kragic D : Modeling, learning, perception, and control methods for deformable object manipulation , Science Robotics , Vol. 6 , No. 54 , pp.eabd8803, 2021.
- [16] Ji W, Tang C, Xu B, He G : Contact force modeling and variable damping impedance control of apple harvesting robot , Comput Electron Agric , Vol. 198 , pp.107026, 2022.
- [17] Boonvisut P, Çavuşoğlu MC : Estimation of soft tissue mechanical parameters from robotic manipulation data , IEEE/ASME Transactions on Mechatronics , Vol. 18 , No. 5 , pp.1602–1611, 2012.
- [18] Lin H, Guo F, Wang F, Jia Y : Picking up a soft 3D object by “ feeling ” the grip , The International Journal of Robotics Research , Vol. 34 , No. 11 , pp.1361–1384, 2015.
- [19] Kim YH : Ultrasound phantoms to protect patients from novices , The Korean journal of pain , Vol. 29 , No. 2 , pp. 73–77, 2016.
- [20] Giannotti E, Jethwa K, Closs S, Sun R, Bhatti H, James J, Clarke C : Promoting simulation-based training in radiology: a homemade phantom for the practice of ultrasound-guided procedures , Br J Radiol , Vol. 95 , No. 1137 , pp. 20220354, 2022.
- [21] M. Higashimori, K. Yoshimoto, M. Kaneko : Active shaping of an unknown rheological object based on deformation decomposition into elasticity and plasticity , IEEE International Conference on Robotics and Automation , pp.5120–5126 , 2010.
- [22] 川嶋健嗣 : 低侵襲な外科手術を支援するロボットにおける力触覚センシング , 日本ロボット学会誌 , Vol. 37 , No. 5 , pp.405–408, 2019.