

センシングフォーラム予稿テンプレート

金谷 孝一郎¹, 村上 健一², 山川 雄司³

¹ 東京大学, ² 東京大学, ³ 東京大学

Template for proceedings of Sensing Forum

Koichiro Kanaya , Kenichi Murakami and Yuji Yamakawa

¹ University of Tokyo, ² University of Tokyo, ³ University of Tokyo

[illegible]

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として，低侵襲手術が注目されている．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，患者にとっては手術リスクや感染症リスクの低下や入院期間，回復期間の短縮といったメリットがある．また，外科医にとっても手術時の肉体的疲労の低減や， \times 線透視装置を用いた手術においては，放射線被曝の低減といったメリットがある．

しかし、低侵襲手術にもちいられる鉗子グリップは、スペース的な制約や生体適合性の需要から、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。鉗子グリップ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。鉗子グリップ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。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。さらに、鉗子グリップ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。これらの要因による力センサの不在を解決するために、鉗子グリップに搭載可能な力センサの開発や、力センサを用いなくて接触力を推定する研究が行われている。

センサはリアルタイムの触覚フィードバックに使用され、ロボットによる手術の自動化では、最低 0.5 kHz、理想的には、1 kHz の更新頻度が必要とされる。要求される更新頻度を満たすためには、反力推定では計算効率の高いアルゴリズムである必要があり、本研究では、臓器等の柔軟物を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

センサを用いないで反力を推定する研究は、大きく 2 つ、1; 内視鏡画像から反力を推定する研究、2; 駆動用モータやワイヤから反力を推定する研究に分類できる。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。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。変位の推定精度が反力推定精度に影響し、高制度な変位計測には、マーカが必要となるという課題がある。次に、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。しかし、グリッパが停止しているときの把持力は停止前の値を取り続ける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。

さらに、柔軟物をモデル化しロボットで操作する研究は、大きく柔軟物のモデル化に関して3つに分類できる。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．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一方で，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．しかし，柔軟物のせん断変形を計測する必要があるが，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．

本研究では，柔軟物をバネとダンパでモデル化し，グリッパの目標位置に到達した際の柔軟物の変形量を推定する．

3. 課題設定

グリッパに力センサを搭載しない場合，グリッパが目標位置に到達した際に，力入力は，0 [N] になるが，柔軟物からの反力は存在し，塑性変形が進行するにしたがって，柔軟物からの反力は減少する．本研究では，柔軟物の変形と反力の関係をバネとダンパを用いてモデル化し，グリッパの目標位置に到達した際の柔軟物の変形量を推定することを目的とする．

4. 提案手法

一般に，弾性と粘性の挙動を表現するには，バネとダンパの要素が4つ必要である[?]．4つの要素を用いた場合の組み合わせは，7種類存在し，リアルタイムで同定している研究[?]と比較するために，図??を用いる．図??のモデルの接触力 f と，変形量 x の関係は以下のように表される．

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

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．接触力 f は，モータの力入力をを用い，変形量 x は，グリッパの目標軌道を用いて， p_1, p_2, p_3, p_4 を同定し，

k_1, k_2, c_1, c_2 を求める．式 (1) をタイムステップを行に格納し，行列形式で表すと以下ようになる．

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

ただし，

$$M = \begin{bmatrix} x, & \int x, & -\int f, & -\iint f \end{bmatrix},$$

$$\mathbf{p} = \begin{bmatrix} p_1 \\ p_2 \\ p_3 \\ p_4 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{q} = \mathbf{f} \quad (4)$$

である．粘弾性係数 k_1, k_2, c_1, c_2 を同定することは，行列 M の擬似逆行列を算出する問題に帰着する．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，**制御係数倍**さ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，4.1 節では，行列 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，4.2 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，グリッパの軌道からデータを抽出する方法について述べる．

4.1 特異値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

グリッパの軌道生成において，特異値分解を用いることで，ノイズにロバストな軌道を生成する．ノイズを明示的に扱うために， \mathbf{q} のノイズを noise とし， \mathbf{p} を算出する式変形は，行列 M の擬似逆行列を算出し，

$$\begin{aligned} M \mathbf{p} &= \mathbf{q} + \text{noise} \\ \mathbf{p} &= M^\dagger (\mathbf{q} + \text{noise}) \\ \mathbf{p} &= \sum \frac{1}{\gamma} \mathbf{v} \mathbf{u}^T (\mathbf{q} + \text{noise}) \end{aligned} \quad (5)$$

のようになる．ここで， γ は行列 M の特異値であり， $O(\min(\mathbf{p})) \gg \frac{O(\text{noise})}{O(\gamma)}$ のように γ を決定することでノイズの影響を抑えることができる．

次に，行列 M をQR分解し， \mathbf{Q} と \mathbf{R} を独立して生成することで， M の特異値と1列目のグリッパの軌道を任意に決定する．QR分解を用いた M の生成方法を図??に示す．

対角行列 \mathbf{R} は，上記でパラメータ \mathbf{p} の最小値と noise のオーダを考慮して決定した γ を対角成分とした 4×4 行列である．

直交行列 Q は、図 ?? の上側ルートで生成される。1 サイクル前に同定したパラメータ p を柔軟物モデルに適用し、仮想的な 5 次関数形状の変形 x を与えることで一時的な行列 M_{temp} を生成し、QR 分解することで Q を得る。最終的に、独立して得られて Q と R を掛け合わせることで、行列 M を生成し、その 1 列目をグリッパの軌道とする。

このグリッパの軌道生成に適したパラメータ 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) を行列形式である式 (4) に変形する際、 q は $x, \int x, \int f, \int \int f$ 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、 q のノイズの影響を抑える軌道になっており、 q にもっともノイズの大きい f を用いることで提案した軌道生成が有効に働く。

4.2 粘弾性係数の妥当性を向上させるためのデータの抽出

式 (3) は不能であり、求める解 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。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る。タイムステップが $n - 1$ までの行列 M を M_{n-1} とし、 n 番目のタイムステップのデータ m_n として、タイムステップ n での行列 M_n を、

$$M_n = \begin{bmatrix} M_{n-1} \\ m_n \end{bmatrix}, \quad (6)$$

$$m_n = \begin{bmatrix} x_n & \int x_n & -\int f_n & -\int \int f_n \end{bmatrix}$$

とする。このとき $(M_n^T M_n)^{-1}$ を J_n とし、 J_n の更新式は Woodbury の公式を用いて、

$$\begin{aligned} J_n &= (M_n^T M_n)^{-1} \\ &= (M_{n-1}^T M_{n-1} + m_n^T m_n)^{-1} \\ &= J_{n-1} - \frac{J_{n-1} m_n m_n^T J_{n-1}}{1 + m_n^T J_{n-1} m_n} \end{aligned} \quad (7)$$

と表せる。 p の $n - 1$ 番目と n 番目の関係は、

$$\begin{aligned} p_n &= (M_n^T M_n)^{-1} M_n^T q_n \\ &= J_n M_n^T q_n \\ &= J_n (p_{n-1} + m_n^T q_n) \end{aligned} \quad (8)$$

となる。この更新式 (7)、(8) とタイムステップ n で計測されたデータ m_n と q_n を用いて $p_{n,temp}$ を算出し、 p 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 p から k_1, k_2, c_1, c_2 は、

$$\begin{aligned} k_1 &= p_1, \\ k_2 &= \frac{p_2}{p_3 - \frac{p_4 p_1}{p_2} - \frac{p_2}{p_1}}, \\ c_1 &= \frac{p_2}{p_4}, \\ c_2 &= \frac{p_1}{p_3 - \frac{p_4 p_1}{p_2} - \frac{p_2}{p_1}} \end{aligned} \quad (9)$$

のように算出できる。さらに、更新に用いる $p_{n,temp}$ の条件は、

$$\begin{aligned} 10^{-7} &< p_n < 10^7, \\ 10^{-7} &< \left(p_3 - \frac{p_4 p_1}{p_2} - \frac{p_2}{p_1} \right) \end{aligned} \quad (10)$$

とした。

5. 評価実験

5.1 実験システム

実験に用いたグリッパを図 ?? に示す。駆動系にはシャフトモータ (...), ドライバ (Panasonic 製, MADHT1107L01) を用いた。本システムは 1 kHz の制御周期で動作した。windows PC 上でグリッパの軌道を生成し、シリアル通信 (RS422, ボートレート...) で dSPACE DS1104 に送信し、dSPACE がシステム全体のリアルタイム制御を管理した。反力の真値を確認するために、力センサ (レプトリノ社製, ...) 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、ゼラチンを用いられることから [?][?][?], 実験対象として、鶏むね肉、豆腐、ゼラチン、バナナを用いた。

5.2 評価方法

実験では、6 秒間対象物を変形させ、その後 9 秒間一定の目標位置を与えた。変形過程の 6 秒間で柔軟物モデルのパラメータ (k_1, k_2, c_1, c_2) を同定し、目標位置が一定の 9 秒間での反力を推定した。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 つは、提案手法により生成したグリッパ軌道であり、もう 1 つは、それと同じ最終値を持つ 5 次関数形状の軌道である。5 次関数の境界条件は、....

5.3 結果

図 1 に 3 つの対象物に対する推定反力の MAE を示す．すべての対象物において，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 2 に鶏むね肉を対

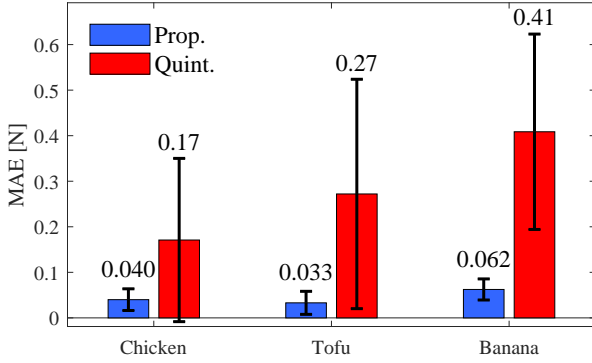


Fig. 1: bar result of MAE

象とし，提案手法による反力推定と力センサの計測結果を示す．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．

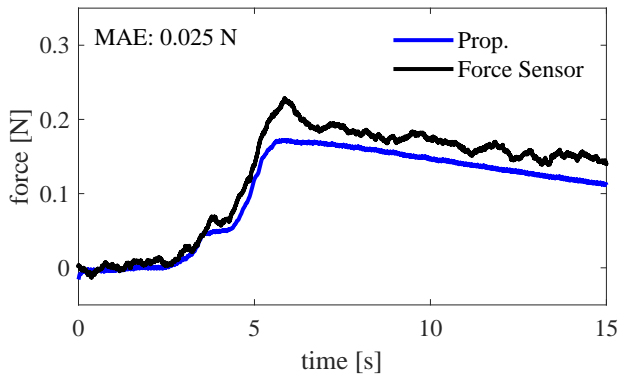


Fig. 2: compare prediction force with force sensor

6. 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推定した粘弾性係数をもとに，次サイクルのグリッパ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 4 に，軌道生成のサイクルごとの MAE を示す．提案手法では，サイクルを重ねるごとに推定反力の MAE が減少することがわかる．一方で，5 次関数形状の軌道では，変形過程の 6 秒間で推定反力の MAE の減少が見られない．5 次関数形

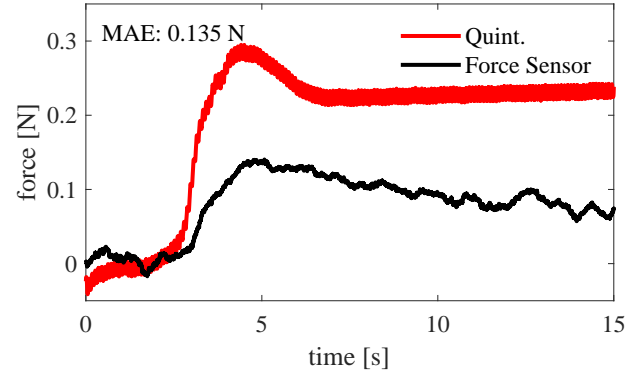


Fig. 3: compare prediction force with force sensor

状の軌道で MAE が減少しない原因は，4.2 節のデータの抽出により，変形過程の 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，除外されるためである．2 つの軌道のサイクルごとでの MAE の傾向は，残りの 2 つの対象物（鶏肉，バナナ）でも同様であった．特異値に注目しサイクルごとに軌道を生成することは，単純な 5 次関数形状の軌道よりも，反力推定精度を向上させることができる．

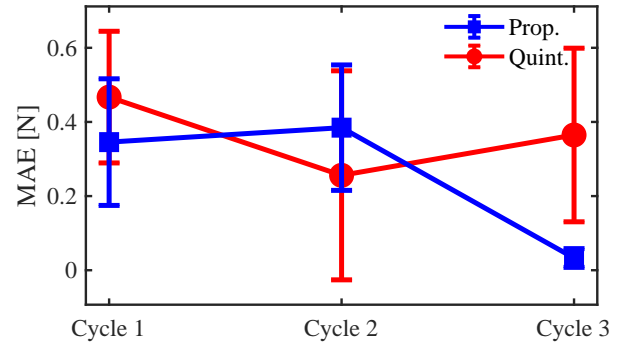


Fig. 4: compare MAE among cycles

次に，4.1 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 5 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，グリッパ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．

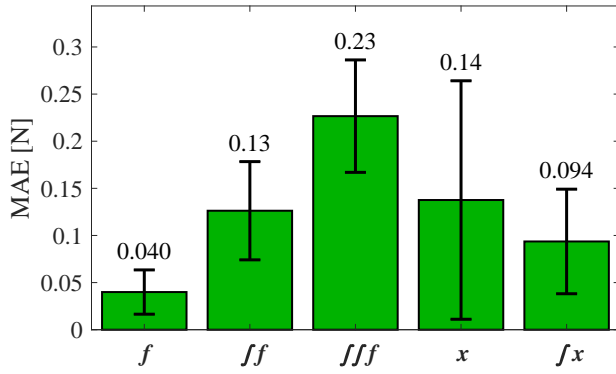


Fig. 5: compare 5 moethod of identification calculation

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* , 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* , 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* , pp.253–261, 2015.
- [5] Schostek S, Schurr MO, Buess GF : Review on aspects of artificial tactile feedback in laparoscopic surgery , *Med Eng Phys* , pp.887–898, 2009.
- [6] Trejos AL, Escoto A, Hughes D, Naish MD, Patel RV : A sterilizable force-sensing instrument for laparoscopic surgery , pp.157–162 , 2014.
- [7] Jones D, Wang H, Alazmani A, Culmer PR : A soft multi-axial force sensor to assess tissue properties in realtime , pp.5738–5743 , 2017.
- [8] Choi S, Tan HZ : Effect of update rate on perceived instability of virtual haptic texture , pp.3577–3582 , 2004.
- [9] Chua Z, Jarc AM, Okamura AM : Toward force estimation in robot-assisted surgery using deep learning with vision and robot state , pp.12335–12341 , 2021.
- [10] Wang X, Ananthasuresh GK, Ostrowski JP : Vision-based sensing of forces in elastic objects , *Sensors and Actuators A: Physical* , pp.142–156, 2001.
- [11] 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* , pp.440–454, 2019.
- [12] Ji W, Tang C, Xu B, He G : Contact force modeling and variable damping impedance control of apple harvesting robot , *Comput Electron Agric* , pp.107026, 2022.
- [13] Boonvisut P, Çavuşoğlu MC : Estimation of soft tissue mechanical parameters from robotic manipulation data , *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* , pp.1602–1611, 2012.
- [14] Lin H, Guo F, Wang F, Jia Y : Picking up a soft 3D object by “ feeling ” the grip , *The International Journal of Robotics Research* , pp.1361–1384, 2015.
- [15] Kim YH : Ultrasound phantoms to protect patients from novices , *The Korean journal of pain* , pp.73–77, 2016.
- [16] Wong K, Bhama PK, Mazimpaka Jd, Dusabimana R, Lee LN, Shaye DA : Banana fruit: an “ appealing ” alternative for practicing suture techniques in resource-limited settings, *Am J Otolaryngol* , pp.582–584, 2018.
- [17] 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* , pp. 20220354, 2022.