

触診機能搭載型オーダーメイド手術支援マニピュレータの開発

Development of made-to-order surgery support manipulator with tactile sensing function

2011003



研究代表者

大阪工業大学 工学部
ロボット工学科

准教授

河合 俊 和

共同研究者

香川大学 医学部 消化器外科

助 教

西澤 祐 吏

[研究の目的]

内視鏡下手術支援ロボット da Vinci を使った手術が日本でも広まり始めた。多自由度の専用術具を備えるアームをマスタスレーブ制御することで、高い位置決め精度の手術が可能である。一方で、力覚が無いため医師に過度の負担を強いられると考えられる。また、臓器の硬さには個人差があり、安全な手術を行うには患者に応じて最大把持力を設定できることが望ましい。

そこで、本研究では、個々の患者の臓器硬さに応じたロボット支援手術が行える、触診機能搭載型オーダーメイド手術支援マニピュレータの実現を目指している。まずは臓器硬さの計測方法を確認すべく、駆動用ステッピングモータが過負荷で空回りする脱調現象に注目した。すなわち、ロータ過負荷時にステータの位相と同期せず空回りする、位相差を利用した硬さ計測方法を考案した。本研究の目的は、ステッピングモータの位相差を利用した臓器硬さ計測の原理確立およびグリップの試作である。

[研究の内容, 成果]

1. 臓器硬さの計測原理

計測する硬さは、材料特性として一般的な縦弾性係数のヤング率と定義した。考案した計測原理を Fig.1 に示す。モータ位相差発生時点においては、試験片に対する作用力と反作用力が

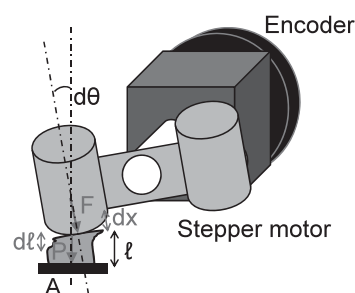


Fig.1 Measurement method for stress and strain using the phase difference of the stepper motor

釣り合い静的な平衡状態になる。この時、モータから試験片へ印可する接線方向の力 F は、トルク T とアーム長 L より、 $F=T/L$ である。垂直方向の圧縮力 P は、アーム回転角度を微小 $d\theta$ として、 $P=F \cos d\theta$ と表せる。よって、圧縮応力 σ は、試験片の断面積 A より、 $\sigma=P/A$ となることから、 $\sigma=T \cos d\theta/LA$ と算出できる。

一方、モータ位相差発生までに微小変位した試験片の接線方向の変位量 dx は、アームが描く円弧の直線近似で、 $dx \doteq L d\theta$ と表せる。垂直方向の微小な変位量 $d\ell$ は、 $d\ell=dx \cos d\theta$ である。よって、圧縮ひずみ ε は、試験片の高さ ℓ より、 $\varepsilon=d\ell/\ell$ となることから、 $\varepsilon \doteq L d\theta \cos d\theta/\ell$ と算出できる。

以上の手順で、モータ位相差発生時点における、試験片の圧縮応力とひずみが算出できた。試験片にはせん断応力も発生しているが、アーム回転角度が微小なため無視できるとした。

2. 実験方法

計測原理を確認するため、Fig. 2 に示す簡易な装置を試作した。本要素試作機では、ステップモータ（ステップ角： 2.88×10^{-3} deg, 励磁最大静止トルク：0.033 Nm, CFK523BP2, Oriental motor）の両軸に、回転角度を得るエンコーダ（分解能： 1.125×10^{-3} deg, 5000 ppr+ 内部回路 16 通倍, MES-30-5000PST16, MTL）とアームを取り付けた。モータ回転中心から 30 mm の位置にあるアーム先端には、試験片への印可力を確認する 6 軸力センサ（分解能： $F_x, F_y; 0.008$ N, $F_z; 0.025$ N, 寸法： $\phi 17 \times 12$ mm, 重量：約 70 g, ThinNANO 1.2/1-A, Bl. Autotec）を取り付けた。力センサと同重量のカウンタウエイトをアームの他端に取り付けた。試作機の寸法は $136 \times 55 \times 59$ mm, 重量は 490 g, アーム先端での駆動分解能は $1.5 \mu\text{m}$, 最大把持力は 1.1 N である。

試作機による硬さ計測の実験は次の手順で、Fig. 3 に示す実験装置を構築して行った。

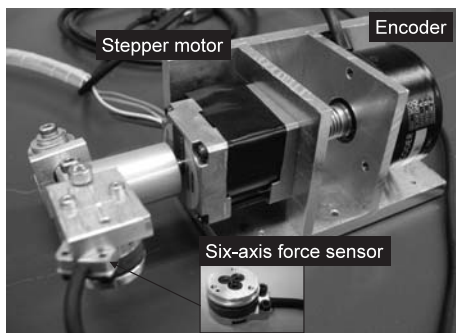


Fig. 2 Prototype of measuring device

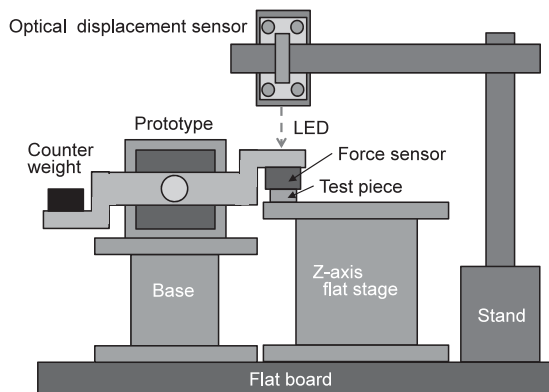
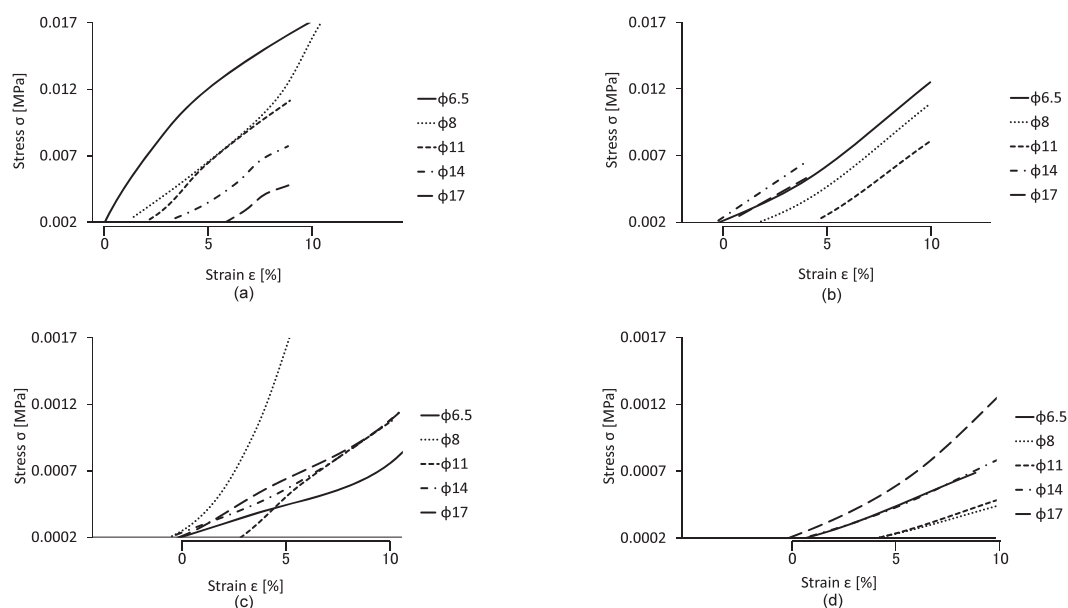


Fig. 3 Experiment for measuring stress and strain

- (1) 実験環境は温度 25～30℃, 湿度 70～80 % とした。対象物はヤング率一定のゴム盤, *in vitro* 組織として食用牛の解凍臓器（第一胃）とした。試験片は外径 17, 14, 11, 8, 6.5 の 5 種類, 高さ 5 mm として自作の採取器で切り出した。
- (2) 試験片を Z 軸ステージ上に配置した。光学式変位センサ（測定距離： ± 30 mm, 分解能： $20 \mu\text{m}$, LH-512, Sunx）で試験片までの距離を測定した。試験片の直上に試作機の力センサを配置して、力センサ上部までの距離を同様に測定した。算出された空隙に対して Z 軸ステージを昇降させて、試験片と力センサを接触させた。試験片は滑らないように、水やすりで固定した。
- (3) 力センサの上部に荷重を置き、負荷応力 1000 Pa で 60 s の負荷と 60 s の除荷を行った。
- (4) ファンクションジェネレータからモータへ励磁最大トルクとなる 4 kHz の回転信号を入力し、アームを角速度 11.52 deg/s すなわち接線速度 6 mm/s で回転させて、試験片に力を印加した。
- (5) エンコーダからアーム回転角度を、6 軸力センサから印加力と力の分散を測定した。
- (6) 各試験片に対して 1 回を試行した。
- (7) 試験片の圧縮応力を力センサの垂直方向の計測値から、ひずみ量を提案手法から求めて、モータ位相差が発生するまでの圧縮応力-ひずみ線図を作成した。
- (8) 試験片が持つ真の硬さを知るため、市販の試験機（ロードセル容量：20 N, 分解能： 0.08 N, EZ-Test, Shimazu）で圧縮応力-ひずみ線図を計測した。クロスヘッドの設定速度は、モータの接線速度と同じにした。

3. 結果と考察

ゴム盤の圧縮応力-ひずみ線図について、試作機での結果を Fig. 4 (a) に、試験機での結果を Fig. 4 (b) に示す。与圧 0.002 MPa をひ



(a) for rubber measured by the prototype. (b) for rubber measured by the testing machine.
 (c) for rumen of cattle measured by the prototype. (d) for rumen of cattle measured by the testing machine

Fig. 4 Stress-strain curve

ずみ 0 % と考える。食用牛の解凍臓器の圧縮応力-ひずみ線図について、試作機での結果を Fig. 4 (c) に、試験機での結果を Fig. 4 (d) に示す。与圧 0.0002 MPa をひずみ 0 % と考える。

試作機での結果において、外径 6.5 mm と 8 mm の試験片で座屈による影響が見られた。試験片の外径は高さの 2 倍以上で安定することが分かったので、以降、外径 11 mm 以上の試験片について述べる。

ゴム盤では、試作機と試験機ともに同様のヤング率を持つ線形関係が見られた。食用牛の解凍臓器では、生体組織が持つ非線形性が見られた。モータから試験片へ印可する接線方向の力は、力センサの垂直方向の計測値より 0.98 ~ 1.32 N で、力の分散は最大 0.05 N であった。モータ最大トルクより算出される印可力は 1.1 N であるので、最大 20 % の誤差を含むが、本提案手法で臓器硬さの傾向を掴めることが示された。

4. グリッパ試作

提案手法を用いたグリッパの試作にあたり、

臓器硬さを臨床現場で直感的に分かりやすいバネ定数 K と再定義した。垂直方向の圧縮力 P と微小変位量 dl から、 $K = P/dl \approx T/L^2 d\theta$ と算出できる。

モータ出力軸に傘歯車を直接接続した片開きグリッパを Fig. 5 のとおり試作した。本試作グリッパでは、ステッピングモータ（ステップ角： 2.88×10^{-3} deg, 励磁最大静止トルク：0.0231 Nm, CFK513PBP2, Oriental motor）の両軸に、エンコーダ（要素試作機と同じ）と傘歯車（BS 35L-001, 協育歯車工業社）、把持部として長さ 20 mm のジョーを取り付けた。臓器との接触はジョーの把持面に設けた静電容量

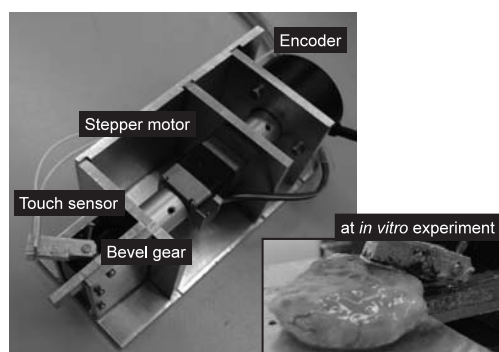


Fig. 5 Prototype of the gripper with bevel gear

型センサで検出した。試作グリッパの寸法は $150 \times 56 \times 60$ mm, 重量は 425 g, ジョー先端での駆動分解能は $1 \mu\text{m}$, 最大把持力は 1.2 N である。

試作グリッパによる硬さ計測の実験を次の手順で行った。

- (1) 実験環境は温度 $25 \sim 30^\circ\text{C}$, 湿度 $70 \sim 80\%$ とした。対象物は摘出後 12 時間以内のビーグル犬の新鮮臓器 7 種類 (大腸, 脾臓, 胃, 肝臓, 小腸, 大腸, 膀胱) とした。
- (2) グリッパの把持面と対象物の接触を静電容量型センサで確認した後, ファンクションジェネレータからモータへ励磁最大トルクとなる 5 kHz の回転信号を入力し, ジョーを角速度 14.4 deg/s すなわち接線速度 5 mm/s で回転させて, 対象物に力を印加した。
- (3) エンコーダからアーム回転角度を測定した。
- (4) 各対象物に対して 5 回ずつ試行し, バネ定数 Kp を算出した。
- (5) 対象物が持つ真の硬さ知るため, 市販の試験機でバネ定数 Kt を計測した。クロスヘッドの設定速度は, モータの接線速度と同じにした。

試作グリッパと試験機で計測した臓器硬さの結果を Fig. 6 に示す。 Kp は Kt と比べて小さくなる傾向となった。これは, 把持部のジョーが対象物に対して接線方向に力を印加するため, 垂直成分の力が小さくなるためである。小腸,

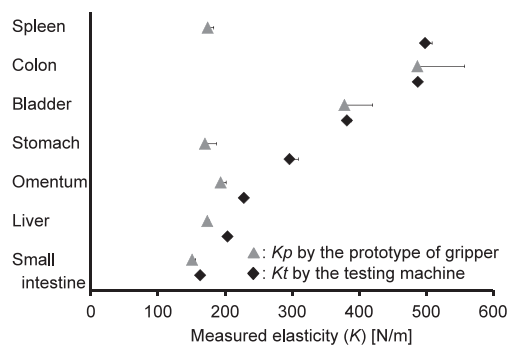


Fig. 6 Comparison of measured elasticity between Kp by the prototype of gripper and Kt by the testing machine

肝臓, 大腸, 膀胱, 大腸は, Kp と Kt で近接した値かつ同様の上昇傾向を示した。膀胱と大腸において Kp の標準偏差が大きかったのは, 計測する部位の弾性が一様でないことを示していると考えた。胃と脾臓において Kp と Kt の差が大きかったのは, 対象物とジョーの把持面に滑りが生じたと考えた。

[今後の研究の方向, 課題]

計測原理のさらなる確立に向け, せん断応力を無視できる直線系の原理確認装置の構築, 座屈しにくい試験片を対象とした試行回数の増加, 弾性体の平均ヤング率測定および生体組織のひずみ 10% 程度での接線剛性測定, による基礎データを収集する課題が残されている。臨床適用に向けては, 滑らかな伝達機構を備える長軸形状のグリッパ機構, 計測と把持を切り替える減速機構, 硬さを自動計測して提示するシステムの開発により, 触診機能搭載型オーダーメイド手術支援マニピュレータの実現が近付くと考ええる。

[成果の発表, 論文等]

1. Toshikazu Kawai, Kensuke Nishio, Yusuke Morita, Yuji Nishizawa, Tatsuo Nakamura: Elasticity sensing forceps with stepper motor, Int J CARS Computer Assist Radiol Surg, Vol. 7, Suppl 1, pp. 454-455, 2012.
2. 西尾建佑, 河合俊和, 森田有亮, 西澤祐史, 中村達雄: 臓器硬さ計測可能なステッピングモータ駆動グリッパの開発, 第 24 回ロボティクス・メカトロニクス講演会予稿集, p. 165, DVD-R (2A1-S10), 2012.
3. 上田貴大, 河合俊和, 森田有亮, 西澤祐史, 中村達雄: ステッピングモータ位相差による生体組織の圧縮応力一ひずみ線図の計測原理, 生体医工学, Vol. 50, Suppl. 1, p. 227, CD-R (P1-01-3), 2012.
4. 西尾建佑, 河合俊和, 西澤祐史, 中村達雄: ステッピングモータによる臓器硬さ自動計測システムの開発, 日本コンピュータ外科学, Vol. 13, No. 3, pp. 402-403, 2011.