

センサ付腹腔鏡下手術用把持鉗子を用いた粘弾性を考慮した 生体組織の硬さ計測法の研究

Measurement method of viscoelastic properties of the grasped objects by a grasping forceps with sensors

2041010



研究代表者

東京電機大学 工学部

助教

桑 名 健 太

[研究の目的]

昨今、低侵襲である内視鏡下手術が急速に普及している。内視鏡下手術は、体を開けた小さな穴から専用の手術器具を挿入し、体内で治療を行う手術法である。この手術法では、患部を含む臓器を直接手で触れることができない。そのため、処置対象の硬さ等の触覚情報を得ることが難しい。この問題に対して我々は、圧縮力・せん断力を同時に計測可能な MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) 3軸触覚センサ及び開閉量を計測するための変位量センサを内視鏡下手術用把持鉗子に取り付け、把持対象の変位量とその時に対象に加わる圧縮力から、把持対象の弾性率を算出する手法の研究を行ってきた¹⁾。しかし、生体組織は粘弾性体のため、把持速度や把持量の違いにより計測される弾性率にばらつきが生じる。そこで本研究課題では、すでに開発したセンサ付鉗子が圧縮力と変位を経時的に計測できることに着目し、粘弾性を考慮した簡易的な圧縮試験法の実現を目的とする。

[研究の内容, 成果]

1. 粘弾性体のモデル化とパラメータの同定法

粘弾性体は、一定の応力を加え続けた際に対象の変形が進行するクリープ挙動と、一定のひ

ずみを与え続けた際に、応力が時間とともに減少する応力緩和現象を示す。本研究課題では、把持対象の応力緩和現象を計測することで粘弾性の評価を行う。粘弾性の評価を行うにあたって、計測対象をモデル化する必要がある。本研究課題では、粘弾性体の特徴であるクリープと応力緩和の両方の挙動をもっとも少ない要素で表現できるモデルの一つである3要素 Maxwell モデルを使用する(図1)。3要素 Maxwell モデルは2つの弾性要素と1つの粘性要素によって構成される(図1a))。このモデルに一定のひずみ ε_0 を与え、時間 t 経過後のモデル全体の弾性率 $E(t)$ 、及び応力 $\sigma(t)$ は直列要素の緩和時間 τ_1 を用いて、次式であらわされる。

$$\tau_1 = \eta_1 / E_1 \quad (1)$$

$$E(t) = E_\infty + E_1 \exp(-t/\tau_1) \quad (2)$$

$$\sigma(t) = E(t) \varepsilon_0 \quad (3)$$

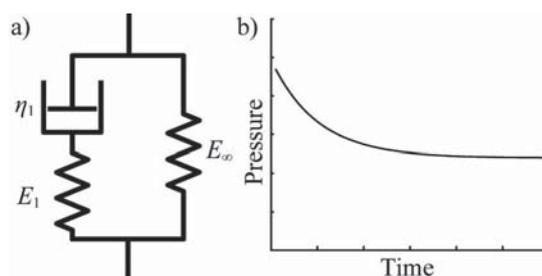


図1 a) 3要素 Maxwell モデル, b) 3要素 Maxwell モデルにおける応力緩和

応力 $\sigma(t)$ は図 1b) に示すように時間とともに減少する。応力の計測値を最小二乗近似法により式 (3) で近似することで、 E_∞ 、 E_1 、 η_1 を算出する。

2. 鉗子開閉量を制御可能な実験系の製作

すでに開発したセンサ付鉗子を図 2 に示す。鉗子先端部の二つの先端把持部にはそれぞれ MEMS 3 軸触覚センサが取り付けられており (図 2b)), 対象を把持した際の圧縮力の計測が可能となっている。また、鉗子の駆動軸には鉗子先端部の開閉量を計測するためのポテンシオメータが取り付けられており (図 2c)), ポテンシオメータの出力と鉗子の幾何学的な関係より、鉗子先端部の開閉量の算出が可能となっている。

このセンサ付鉗子を利用した圧縮試験の概要を図 3 に示す。対象を把持すると MEMS 3 軸触覚センサには対象に加える圧縮力の反力が計測される。この時の鉗子先端部の開閉量と圧縮力の時間変化を計測することにより硬さの評価が可能となる。

これまでに我々が開発したセンサ付把持鉗子は市販の把持鉗子にセンサを取り付けているため、開閉操作を手動で行っていた。しかし、粘弾性の評価にあたり、応力やひずみを一定に保つことが求められ、手動での操作には限界がある。そこで、鉗子の開閉を自動で行うことが可能なセットアップの製作を行った (図 4)。鉗

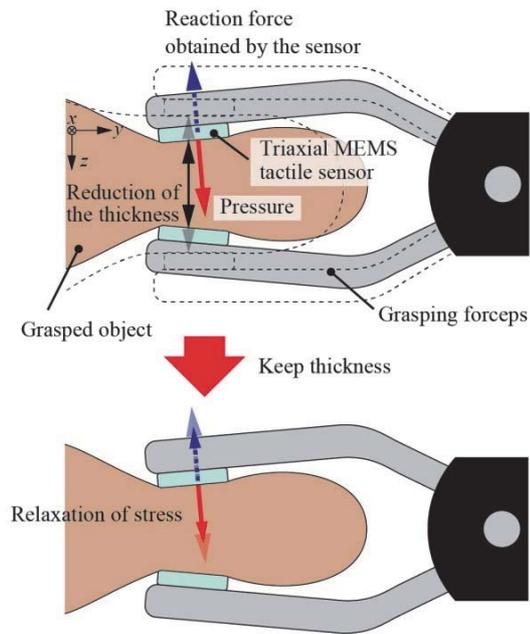


図 3 センサ付鉗子による圧縮試験の概要

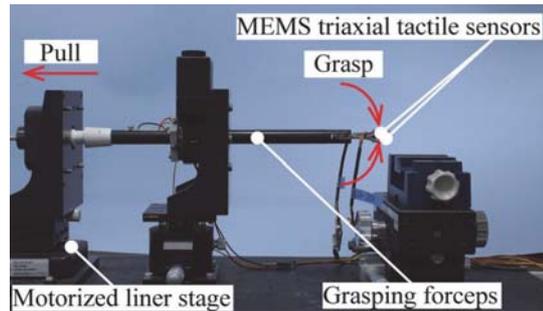


図 4 把持操作制御用セットアップ

子開閉用の駆動軸を 1 軸の直動自動ステージに固定し、駆動することによって鉗子の開閉を行う。把持鉗子の先端把持部にはこれまでと同様に MEMS 3 軸触覚センサが取り付けられている。これにより、鉗子の開閉量を一定に保ちながら圧縮力の計測が可能となる。

3. フォースゲージを用いた圧縮試験による基礎評価

センサ付把持鉗子で算出された粘弾性パラメータの妥当性の評価方法として、通常の圧縮試験による評価との比較を行う。通常の圧縮試験は、平行に配置した 2 枚の板で対象を挟んだうえで圧縮していき、その際の圧縮力と変形量

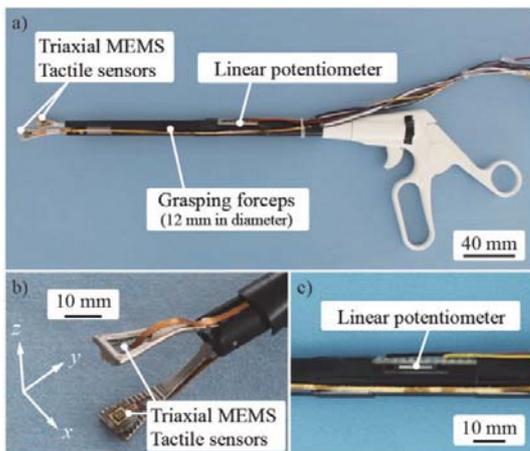


図 2 センサ付鉗子

の関係から対象の硬さパラメータを見積もるものである。本研究課題では図5に示すようなフォースゲージを含む圧縮試験機を試作した。自動直動ステージに固定したフォースゲージに圧子を取りつけ、対象を圧縮する。その際の圧縮力と変位量の計測が可能である。圧子のサイズは直径13 mmのものを使用した。この試験機により対象の応力緩和を計測し、圧縮力の時間変化から粘弾性パラメータを算出する。同じ対象に対して算出した粘弾性パラメータを比較することで、提案手法であるセンサ付鉗子を用いた圧縮試験の妥当性を評価する。

把持対象として、生体モデルとしてよく用いられるゼラチンを使用した。ゼラチンサンプルは直径50 mm、厚さ10 mmとし、水に対し重量%で30%となるようにゼラチンを加えたものをモールドイングにより作成した(図6)。

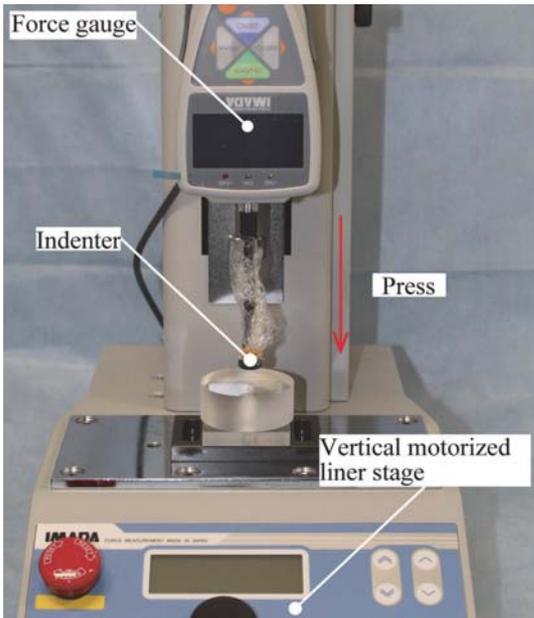


図5 フォースゲージを用いた圧縮試験機

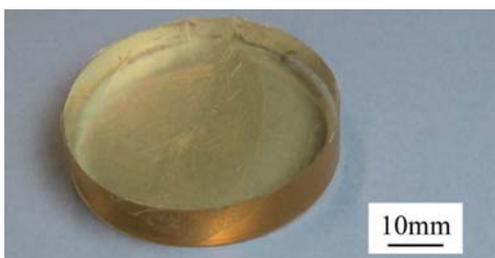


図6 計測対象 (30%ゼラチン)

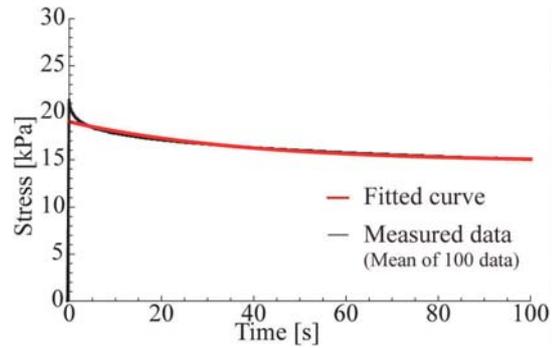


図7 フォースゲージを用いた圧縮試験における圧力の時間変化 (圧縮開始点: $t=0$)

フォースゲージを用いた圧縮試験機により圧縮試験を行った際の典型的な圧力の時間変化の様子を図7に示す。圧縮試験は、圧縮速度5.0 mm/sで、0.20のひずみを加えたのち、2分間ひずみを一定に保つことにより行った。対象を圧縮した直後から、圧力が徐々に弱くなり、応力緩和が確認された。1個のゼラチンサンプル内の5点において圧縮試験を行い、粘弾性パラメータの平均値・標準偏差を算出したところ、 $E_{\infty}=65\pm 9$ kPa, $E_1=21\pm 3$ kPa, $\eta_1=1.65\pm 0.47$ MPa·s, $\tau_1=57\pm 6$ sであった。

4. センサ付鉗子による粘弾性評価

フォースゲージによる圧縮試験と同様にセンサ付鉗子を用いて圧縮試験を行った。典型的な圧力の時間変化の様子を図8に示す。圧縮試験は、平均把持速度12 mm/sで0.51のひずみを加えたのち、2分間ひずみを一定に保つことにより行った。フォースゲージによる圧縮試験と同様に把持開始から徐々に圧力が減少し、応力

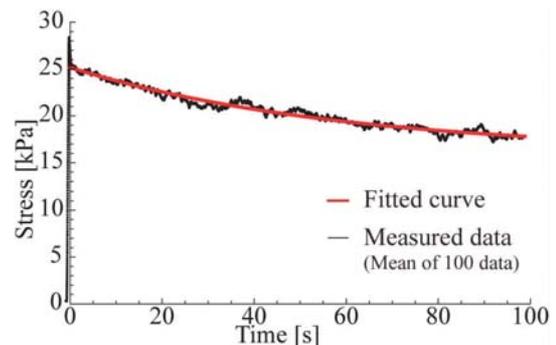


図8 センサ付鉗子を用いた圧縮試験における圧力の時間変化 (把持開始点: $t=0$)

表1 30%ゼラチンの粘弾性パラメータの比較

	センサ付鉗子	フォースゲージ
E_{∞} [kPa]	32±5	100±7
E_1 [kPa]	13±3	31±3
η_1 [MPa·s]	0.77±0.41	1.8±0.4
τ_1 [s]	56±20	57±6

緩和が観察された。3個のゼラチンサンプル内の5カ所ずつ、計15点において圧縮試験を行い、粘弾性パラメータの平均値・標準偏差を算出したところ、 $E_{\infty}=12\pm5$ kPa, $E_1=12\pm6$ kPa, $\eta_1=0.47\pm0.61$ MPa·s, $\tau_1=56\pm20$ s となった。フォースゲージの結果と合わせて表1に示す。 E_{∞} , E_1 , η_1 の値について、センサ付鉗子により算出された値はフォースゲージを用いた方法により算出された値に比べ小さな値をとったもののオーダーが一致した。また、緩和時間 τ_1 は二つの手法で同程度の値をとった。粘弾性パラメータ E_{∞} , E_1 , η_1 が小さくなった主な要因は、センサ付鉗子の把持面が平行でないことがあげられる。これにより、圧縮試験中に圧縮面内にひずみ量・ひずみ速度・圧力に分布が生じる。特に圧力に関して、センサ面に均一に圧縮力が加わっているとして計算しているため、実際より圧力が小さく算出されていると考えられる。これは、ポテンシオメータにより算出される開閉角度による補正や鉗子の構造の改良により解決できる。

以上の結果より、センサ付鉗子を用いて簡易的な圧縮試験が可能であることが示された。

[今後の研究の方向, 課題]

本研究課題において、センサ付鉗子により粘弾性を考慮した硬さ計測の可能性が示された。実際の手術環境下で、粘性を考慮した硬さ計測

が可能となれば、把持している臓器の種類・状態を判断する一つの触覚情報になると考える。今後は体内での計測に向け、研究を行っていく。

体内での使用にあたり、通常の手術を行う中での計測が求められる。本研究課題において、粘弾性パラメータは、2分間のデータを取得したのちに理論式で近似することで算出している。実際の環境で使用するにあたり、2分間ひずみを一定に保つことは難しい。今後は、通常の使用に影響を与えないよう、リアルタイムに粘弾性の評価ができるようなシステムの実現を目指す。また、現状では、市販の鉗子にセンサを取りつけただけの構造であるため、計測対象に制限がある。今後は対象臓器に応じた鉗子の設計を行っていく。

[参考文献]

- 1) Kenta Kuwana, Rintaro Goto, Akihito Nakai, Ken Masamune, Takeyoshi Dohi, "Stiffness measurement of the grasped object by a grasping forceps with sensors," The 28th International Congress and Exhibition, Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS2014), pp. 322-323, Fukuoka, Japan, June 25-28, 2014.

[成果の発表, 論文等]

- [1] 後藤麟太郎, 中井亮仁, 正宗 賢, 土肥健純, 桑名健太, "センサ付鉗子による把持対象の粘弾性計測," 第23回日本コンピュータ外科学会, pp. 288-289, 大阪, Oct. 8-9, 2014.
- [2] Rintaro Goto, Akihito Nakai, Ken Masamune, Takeyoshi Dohi, Kenta Kuwana, "Measurement of viscoelastic properties of the grasped objects by a grasping forceps with sensors," 2015 JSME-IIP/ASME-ISPS Joint Conference on Micro-mechatronics for Information and Precision Equipment, accepted, Kobe, Japan, Jun. 14-17, 2015.