

内視鏡手術支援のための生体内組織硬さ計測デバイス Device for Measuring the Hardness of Human Tissue in Endoscopic Surgery

精密工学専攻 3号 畔本 雅行
Masayuki Azemoto

1. 研究の背景と目的

近年、医療現場において内視鏡手術が普及してきている。腹部などに開けた小さな穴から術具を挿入し、内視鏡越しに遠隔操作で手術を行うことで、患者の負担軽減や、早期回復を望むことができる。しかし一方で、限られた空間、視野での微細な作業となるため、手術の難易度が上がる。そのため、遠隔操作の一手法である、MSS (Master Slave System)に関する研究が数多く進められている。MSSとは、マスタアームとスレーブアームで構成され、操作者が操作したマスタアームの動きがスレーブアームに伝達され、スレーブアームで作業を行うものである。現在ではスレーブアームの高自由度化や、3D内視鏡の実装により、高精度で安全な手術が可能となってきている⁽¹⁾。しかし、手術中の外科医にとって重要な情報の一つである触覚情報が欠如してしまっているという問題点がある。そのため、マスタアーム側へ触覚情報を伝えるための研究が数多く進められている。

触覚を評価可能なセンサの研究として、カテーテルに統合可能なダイヤフラム構造を持った小型の触覚センサに関する研究がある⁽²⁾。これは、対象物に押し付けることで硬さの計測が可能だとされている。しかし対象物の硬さを、硬いか柔らかいかで判断しており、定量的評価はされていない。次に、円柱状の弾性体と円筒状の剛体により構成された硬さ計測センサに関する研究がある⁽³⁾。これは押し付ける動作のみで柔軟物の硬さを定量的に評価可能であるとされている。しかし計測時に、測定対象物の厚みが既知である必要がある。

実際の手術中には生体組織の厚さ情報を得ることは困難である。そこで本研究では、既知とするパラメータなしで、柔軟物の硬さを定量的に評価可能な計測デバイスの実現をすることを目的とする。提案する計測デバイスは挟み機構により硬さの計測を行う。評価実験により本デバイスの性能評価を行う。

2. 理論と設計

2.1 硬さ計測デバイス概略

本研究で試作した硬さ計測デバイスの写真を Fig. 1 に、構造を Fig. 2 に示す。本デバイスは2軸力センサ、せん断力センサ、アクリル製の力伝達機構により構成される。本デバイスは挟み機構により、柔軟物を挟んだ時の力と変形量の同時計測を行うことで、硬さ計測が可能である。下部の2軸力センサはタッチセンサとして用いる。圧力センサによりデバイスと柔軟物の接触を計測し、せん断力センサによってデバイスの右側と左側の接触を計測する。一方、挟み部に加わる力はこの原理により伝達され、上部のせん断力センサにより

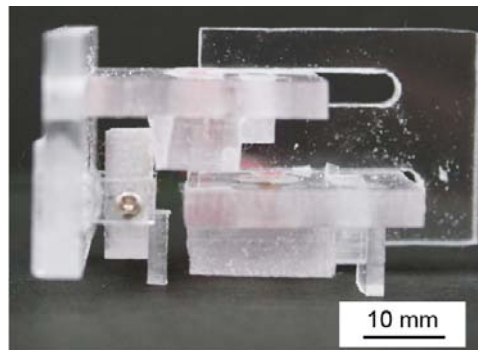


Fig. 1 Photograph of device.

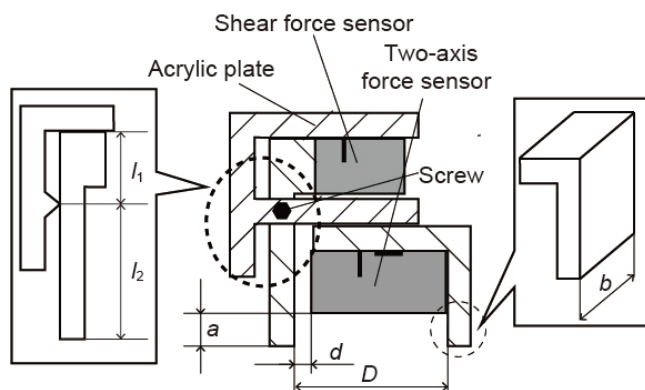


Fig. 2 Schematic diagram of the device.

Table 1 Definition of parameters and dimensions of device.

Parameters	Meaning	Value
D	Pinch width	25 mm
a	Push length	2.5 mm
b	Width of device	10 mm
d	Pinch length	3 mm
l_1	Distance of Fulcrum from the point of effort	10 mm
l_2	Distance of Fulcrum from the point of load	12.5 mm

計測する。Table 1 に各パラメータの定義とデバイスの寸法を示す。

2.2 硬さ

通常、生体内組織は正常時と異常時で硬さが異なるため、手術中の医者にとって、硬さ情報とは重要な情報である。硬さは、定義の仕方によって様々な値をとるが、本研究では生体内組織を一般的な弾性体と仮定し、ヤング率として硬さを数値化する。ヤング率 E は、ある弾性体に加えられた荷重を P 、断面積を A 、長さを L 、変形量を λ とすると式(1)により求めることができる。

$$E = \frac{PL}{A\lambda} \quad (1)$$

2.3 計測原理

硬さの計測方法を Fig. 3 に示す。本計測デバイスは、対象物を挟むことで硬さ計測が可能である。計測デバイスにより挟まれた部分の対象物のみを弾性体と仮定し、デバイスの押し込み量と挟み量により、式(1)における断面積 A と変形量 λ を決定し、ヤング率の算出を行う。まず、Fig. 3(b)に示すように計測デバイスを対象物に対して垂直に押し込む。下部の2軸力センサのZ軸カンチレバーが反応した時、計測デバイスの押し込み量が a となる。デバイスの横幅が b なので、式(1)における断面積 A は ab と置き換える。次に、Fig. 3(c)に示すように計測デバイスにより対象物を挟む。下部の2軸力センサのX軸カンチレバーが反応した時、挟み量が d となる。ここで、式(1)における変形量 λ を d と置き換える。また、挟み時の力 P_x を上部のせん断力センサにより計測する。上記の値を式(1)に適用することで以下の式が得られる。

$$E = \frac{P_x D}{abd} \quad (2)$$

式(2)に、本デバイスのせん断力センサにより計測された力を代入することで、ヤング率の算出が可能となる。

2.4 せん断力センサの基礎特性

本研究で使用した2軸力センサの概略図を Fig. 4 に、実際に試作した写真を Fig. 5 に示す。2軸力センサは、アクリル板上にカンチレバーをX、Z方向に貼りつけ、その上をシリコンゴムで覆ったものである。カンチレバーはりん青銅板上にひずみゲージを張り付けて構成されている。力が負荷さ

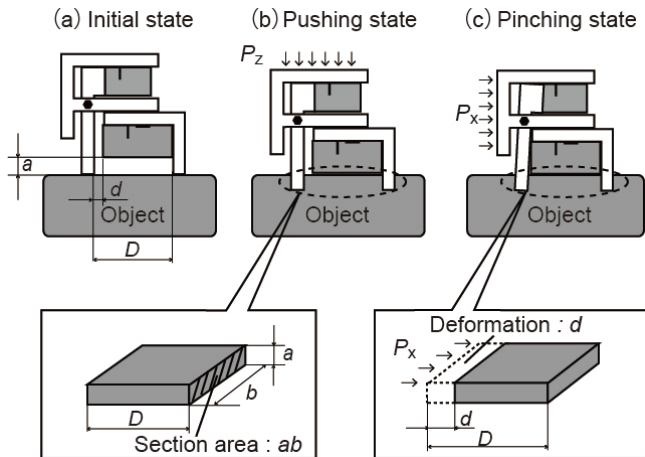


Fig. 3 Measuring method.

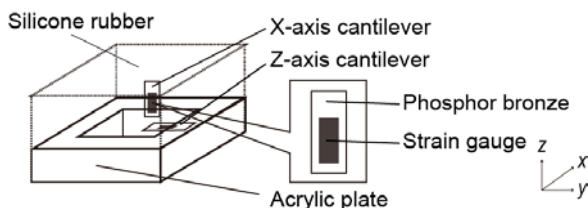


Fig. 4 Schematic diagram of two axis force sensor.

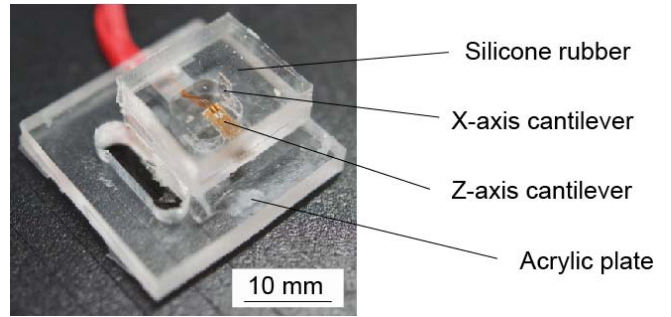


Fig. 5 Photograph of two axis force sensor.

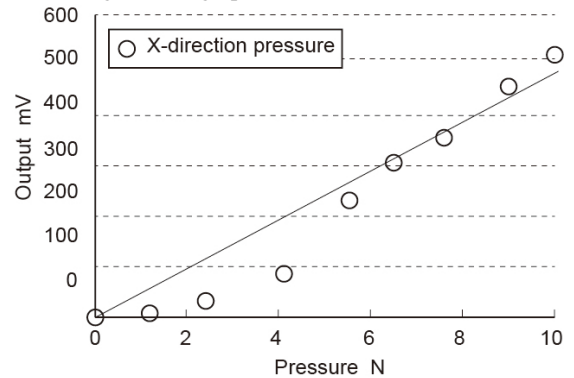


Fig. 6 Basic characteristics of shear force sensor.

れるとシリコンゴムが変形し、それと共に内部のカンチレバーが変形する。その変形によりひずみゲージの抵抗が内部変化する。抵抗変化を力へ変換する式を導出することで、圧力及びせん断応力の計測が可能である。また、せん断力センサはカンチレバーをX方向のみに貼りつけたものである。

せん断力センサの基礎特性としてX方向の荷重を0~10 Nの範囲で負荷した時のX軸カンチレバーによる出力電圧の計測を行った。Fig. 6にせん断力センサの基礎特性実験結果を示す。実験結果より出力電圧が直線的に変化していることが確認できる。せん断力センサに加わったX方向荷重を P_x N、X軸カンチレバーの出力電圧を V_x mV とすると、以下のような関係式が得られる。

$$P_x = 0.073V_x \quad (3)$$

式(3)にせん断力センサによる出力電圧を代入することによりX方向の荷重が算出可能である。

2.5 デバイス押し込み量評価

Fig. 2におけるデバイス押し込み量 a の最適な値を求めるための評価実験を行った。実験方法は、柔軟物に対する挟み機構の押し込み量を0.5~3.0 mmの範囲で0.5 mmずつ変化させ、挟み時の力の計測を行い、柔軟物の変形量と挟み力の関係を調べる。式(1)によれば柔軟物の変形量と挟み時の力は比例関係にある。柔軟物には株式会社エクシールコーポレーションの人肌ゲルを使用した。人肌ゲルは人の肌と同程度のヤング率のゲルである。本研究で使用した人肌ゲルのヤング率は150 kPaであった。押し込み量評価実験の結果を Fig. 7 に示す。また、各押し込み量において五回ずつヤング率計測を行った。その結果を Fig. 8 に示す。

まず、Fig. 8において押し込み量と挟み時の力 P_x の比較をする。押し込み量が 0.5~1.5 mm では、挟み量 d が増加するにしたがって、挟み時の力の増加が非線形となる。押し込み量が 2.0~3.0 mm の結果では挟み量と挟み時の力が比例関係にある。これより、押し込み量は 2.0 mm 以上必要であると考えられる。0.5~1.5 mm で挟み時の力の増加が非線形になってしまう原因として、挟み時に柔軟物表面で滑りが生じてしまったため、力が減衰されたと考えられる。

次に Fig. 9 において、押し込み量が 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0 mm におけるヤング率計測結果はそれぞれ、 328.7 ± 98.2 , 204.0 ± 44.1 , 163.3 ± 34.7 , 134.7 ± 28.4 , 149.9 ± 8.8 , 147.1 ± 9.2 kPa であった。この結果から、押し込み量が大きくなると、ヤング率の実測値と理論値の誤差が小さくなっていることが確認できる。特に押し込み量が 2.5 mm 以上では結果のばらつきも小さい。

以上より、柔軟物と挟み時の力が比例関係となり、理論値と実測値の誤差が最も小さい 2.5 mm を、デバイス押し込み量 a の値とする。

2.6 対象物挟み幅評価

Fig. 2 における対象物挟み幅 D の最適な値を求めるための評価実験を行った。実験方法は、柔軟物に対する挟み幅を 20~40 mm の範囲で 5 mm ずつ変化させ、挟み時の力の計測を行った。計測は 10 回ずつ行った。計測デバイスの押し込み量は 2.5 節により決定した 2.5 mm とし、柔軟物の挟み量を 3 mm とした。柔軟物は 2.5 節で用いた人肌ゲルを使用した。挟み量評価実験の結果を Fig. 9 に示す。

Fig. 9 より、挟み時の力は、挟み幅が 20 mm において 0.44 ± 0.029 N, 25 mm において 0.38 ± 0.016 N, 30 mm において 0.29 ± 0.018 N, 35 mm において 0.26 ± 0.019 N を示している。挟み幅が 20~35mm における挟み時の力は、結果のばらつきは多少見られるが理論値に近い値をとっている。挟み幅は 40 mm における挟み時の力は、理論値との誤差が +15 % と、他と比べると誤差が大きくなっている。この原因は、評価実験を行う際に柔軟物に縦方向のたわみが発生してしまい、想定以上の力が加わったためだと考えられる。以上により、挟み

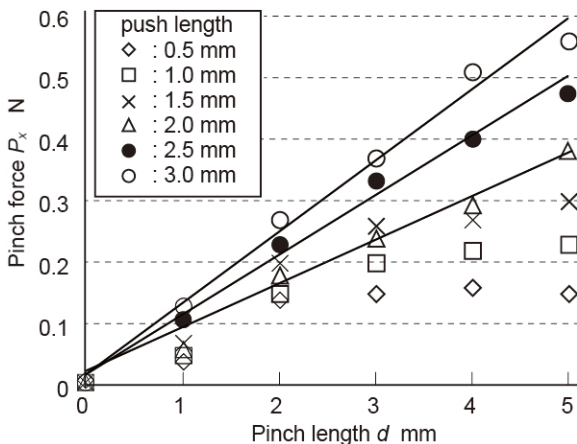


Fig. 7 Experimental results of the evaluation amount of push length.

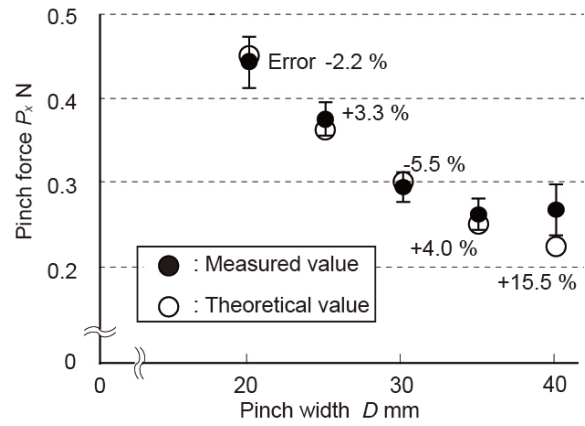


Fig. 8 Measurement results of the Young's modulus in the difference in push length.

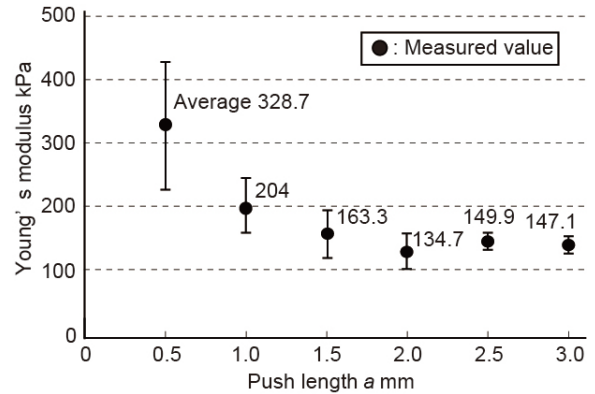


Fig. 9 Experimental results of the evaluation amount of pinch.

時の力の実測値と理論値の差が小さく、値のばらつきの小さい 2.5 mm をデバイスの挟み幅 D の値とする。

3. 実験

3.1 柔軟物の硬さ計測実験

3.1.1 実験の目的と方法

本実験は計測デバイスにより、どの程度の精度で柔軟物のヤング率計測が可能かを確認することを目的とする。測定対象物には 2.5 節で用いた人肌ゲルと信越シリコーンのシリコーンゴム(KE-106)を使用し、シリコーンゴムを四つ作成し、測定対象物 1, 2, 3, 4 とした。ヤング率はそれぞれ、164, 480, 725, 1125 kPa である。硬さ計測実験の結果を Fig.10 に示す。

3.1.2 考察

Fig. 10 より硬さ計測結果の平均値が、測定対象物 1 では 174.2 ± 2.6 kPa, 測定対象物 2 では 519.8 ± 7.1 kPa, 測定対象物 3 では 629.6 ± 23.7 kPa 測定対象物 4 では 896.6 ± 37.3 kPa を示している。

測定対象物 1, 2 では、誤差がそれぞれ +6.2, +8.2 % となっている。本デバイスは挟み時の力は挟み部にかかる力を上部のせん断力センサに伝達することで計測している。しかし、上部のせん断力センサも弾性体であるため、計測時に弾性変

形してしまい、式(2)の硬さの算出式におけるデバイス挟み量 d の値そのものに約 9 % の誤差を含んでいる。よって、測定対象物 1, 2 の硬さの実測値の誤差は妥当な範囲内であると考えられるため、本デバイスによりヤング率の推定が可能であることを示している。それに対して、測定対象物 3, 4 においては理論値との誤差が大きく、それぞれ -14 %, -20.3 % となっている。原因としては、デバイス押し込み量が多いことが考えられる。デバイス押し込み量は 2.5 節の評価実験により決定したが、この際に使用した柔軟物のヤング率は 150 kPa 程度であった。それに対し、測定対象物 3, 4 のヤング率は 725, 1125 kPa であり、5~7 倍程度の値となっているため、デバイス押し込み時に想定以上の力が必要となってしまう、デバイスを固定できなかったためと考えられる。更に、測定対象物を挟む時においても、表面ですべりが生じてしまい、力が減衰されてしまったことも原因であると考えられる。

次に、それぞれの相対標準偏差は、測定対象物 1, 2, 3, 4 でそれぞれ、1.5, 1.4, 3.7, 4.1 % を示している。このことから、測定対象物のヤング率が高くなるにしたがって、測定値のばらつきが大きくなることが確認できる。この原因は、ヤング率の高い対象物では、挟み時に表面にすべりが生じてしまうため、安定した力の計測を行うことができなかったためだと考えられる。以上より、本計測デバイスを用いて柔軟物のヤング率計測が可能であるが、対象物のヤング率が高くなると、誤差や測定値のばらつきが大きくなることが示された。

3.2 異なる厚さの柔軟物の硬さ計測実験

3.2.1 実験の目的と方法

本実験は、厚さの異なる柔軟物における計測結果の違いの確認を行うことを目的とする。測定対象物は 3.1 節と同じ KE-106 で四つ作り、測定対象物 1, 2, 3, 4 とした。測定対象物 1 はヤング率が 105 kPa で厚さが 10 mm、測定対象物 2 はヤング率が 105 kPa で厚さが 20 mm、測定対象物 3 はヤング率が 150 kPa で厚さが 10 mm、測定対象物 4 はヤング率が 150 kPa で厚さが 20 mm である。実験結果を Fig. 11 に示す。

3.2.2 考察

Fig. 11 より、硬さ計測結果の値が測定対象物 1, 2, 3, 4 でそれぞれ、 103.4 ± 6.5 , 102.4 ± 7.1 , 158.6 ± 9.7 , 159.8 ± 9.6 kPa を示している。測定対象物 1, 2, 3, 4 において実測値と理論値の誤差がそれぞれ -1.5, -2.4, +5.7, +6.5 % となっている。計測デバイスの挟み量 d そのものの誤差を考慮しても、測定結果の誤差は妥当な範囲内だと考えられる。また、相対標準偏差はそれぞれ、6.2, 6.9, 6.1, 6.0 % であり、全体的に測定結果の値のばらつきが大きい。この原因としては、KE-106 でヤング率の低いシリコーンゴムを作る場合、表面にぬめりが生じてしまい、硬さ計測実験時に滑りが生じてしまったためだと考えられる。次に、厚さの異なる場合の測定結果の違いに着目する。測定対象物 1, 2 と測定対象物 3, 4 どちらの間においても、測定結果の差は小さい。このことから、厚さが異なる場合でもヤング率の計測が可能であることが確認できた。

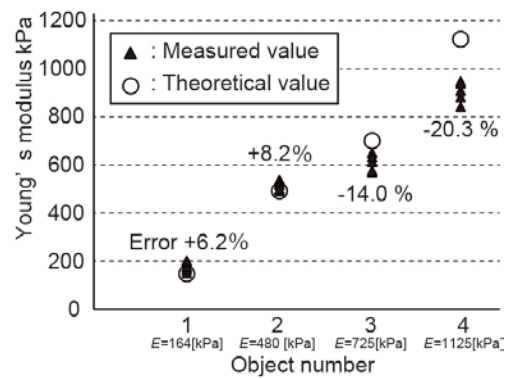


Fig. 10 Experimental results of measuring hardness.

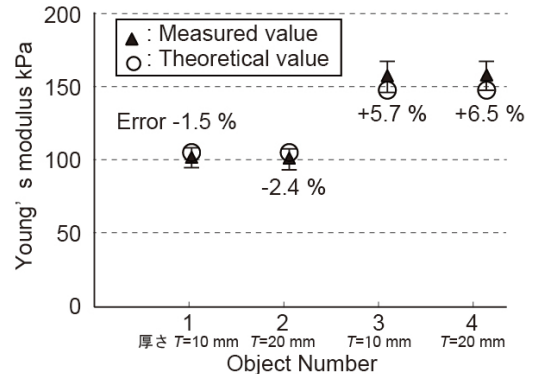


Fig. 11 Experimental results of measuring hardness of objects in different thicknesses.

結論

2軸力センサとせん断力センサとアクリル製の力伝達機構により、生体内組織硬さ計測デバイスの試作を行った。本計測デバイスは柔軟物を挟むことによって硬さをヤング率として算出可能である。適切な押し込み量 a 、挟み幅 D を決定するために評価実験を行った。実験結果より、実測値と理論値の誤差が小さく、結果のばらつき 5 % 以内であったため、押し込み量は 2.5 mm、挟み幅は 25 mm に決定した。柔軟物の硬さ計測実験を行うことにより、ヤング率の低い柔軟物では約 6~8 % の精度でヤング率の同定が可能であることが示された。また、柔軟物の厚さが異なる場合のヤング率計測では厚さの違いによる結果の差は小さい。よって、本計測デバイスを用いることで既知とするパラメータなしで、ヤング率の低い柔軟物の硬さ計測が可能であることが示された。

4. 参考文献

- (1) 林部充宏, 鈴木直樹, 服部麻木, 鈴木薫之, 大竹義人, 小林進, 橋爪誠, 内視鏡, ロボット手術のためのナビゲーション機能の開発, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol. 22, No. 2, (2004), pp. 68-73.
- (2) R. Ahmadi, J. and Dargahi, and M. Packirisamy., A new Hybrid Catheter-Tip Tactile Sensor with Relative Hardness Measuring Capability for Use in Catheter-Based Heart Surgery., IEEE Sensor conference, (2010), pp. 1592-1595.
- (3) 高梨 宏之, 加藤 拓弥, 田中 真美, ひずみゲージを用いた生体組織硬さ計測センサの研究, 日本AEM学会誌, Vol.17, No.1, (2009), pp. 120-125.