

高精度な触診のための感度切換式 3 軸力センサ

Sensitivity Switching Triaxial Force Sensor for Precise Palpation

精密工学専攻 8号 石井 秀之
Hideyuki Ishii

1. 研究の背景と目的

医療現場において広く利用されている診断方法に触診がある。触診は圧迫する強さを変えて患部を指で直接加圧することで、腫瘍などの早期発見を行うものである。しかし、触診は人間の指の触覚に依存し、医師の主観的な評価に委ねられる。そのため、触診による診断は医師の経験や技術により精度が大きく左右される。そこで、触診の診断において、触覚を定量的に計測可能なセンサが求められている。

従来の触診センサの研究として、皮膚を圧迫した時の力を計測し、患部の腫瘍の硬さや形状、深さを測定したのものがある⁽¹⁾⁽²⁾。しかし、これらで用いられているような一般的な力センサは、感度を上げると計測範囲は狭まる。そのため、皮膚を強く圧迫した時の微小な力変化を高感度に計測することは困難である。

そこで本研究では、触診において圧迫時の力の変化を高い感度で計測するために、感度切換式 3 軸力センサの提案と試作を行う。

2. 感度切換式 3 軸力センサ

2.1 概要

感度切換式 3 軸力センサの概略図と計測原理を Fig. 1 に示す。感度切換式 3 軸力センサは、上板の円板、円柱、円筒形状の 3 軸力センサで構成される。3 軸力センサは、二つの垂直力センサ、二方向のせん断力センサからなる。

試作した力センサは、円筒下部に低感度、円柱下部に高感度な垂直力センサを配置している。これらの感度の違う二つの力センサが特定の力で切り替わり、感度を変えて力を計測することで、センサを押し込む力と圧迫時の微小な力の変化を計測できる。また、二方向のせん断力を計測することで、腫瘍の位置や形状の計測を行う。

2.2 3 軸力センサ

3 軸力センサの概略図を Fig. 2 に示す。力センサは、フレキシブル基板、円筒形状のシリコンゴム(PDMS)、アクリルで構成される。フレキシブル基板上に金属抵抗体を設け、カンチレバー上にひずみゲージを試作した。カンチレバーは、垂直方向に二つ、二方向のせん断方向に一つずつ配置し、PDMS で覆った。

試作した力センサは、力が加わると PDMS が変形し、それに従い PDMS 内部のカンチレバーが変形する。変形によりカンチレバー根元に配置した金属抵抗体のひずみによる抵抗値変化を計測する。計測した抵抗値変化から PDMS に加わる力を計測する。

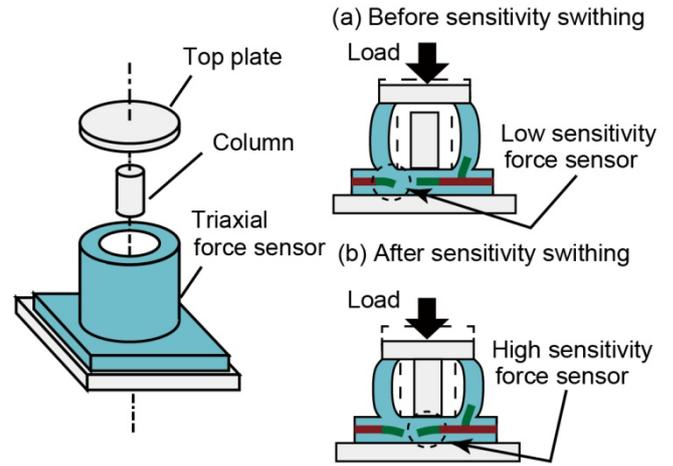


Fig. 1 Schematic view of swithing triaxial force sensor.

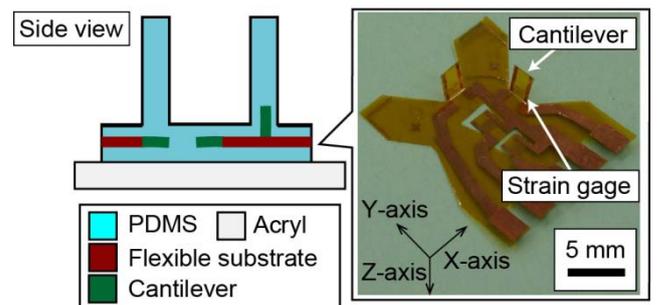


Fig. 2 Schematic view of triaxial force sensor.

2.3 感度切換式 3 軸力センサの原理と設計

感度を切り換える時の垂直力を感度切換点とする。また、低感度で力を計測できる力センサを低感度力センサ、高感度で力を計測できるセンサを高感度力センサとする。

2.3.1 感度切換前の垂直力の計測原理

感度切換点より低い垂直荷重が加わった時の低感度力センサに加わる力のモデルを Fig. 3 (a) に示す。上板と 3 軸力センサの接触面積 A_z 、3 軸力センサの円筒の高さ L_1 、ヤング率 E_1 、力による変形量を Δx_1 とした時、円筒に加わる力 F_z は以下のようなになる。

$$F_z = \left(\frac{A_z E_1}{L_1} \right) \Delta x_1 = k \Delta x_1 \quad (1)$$

低感度力センサに加わる力 F_L は、カンチレバーの面積を A_L とすると、以下のようなになる。

$$F_L = \frac{A_L}{A_z} F_z \quad (2)$$

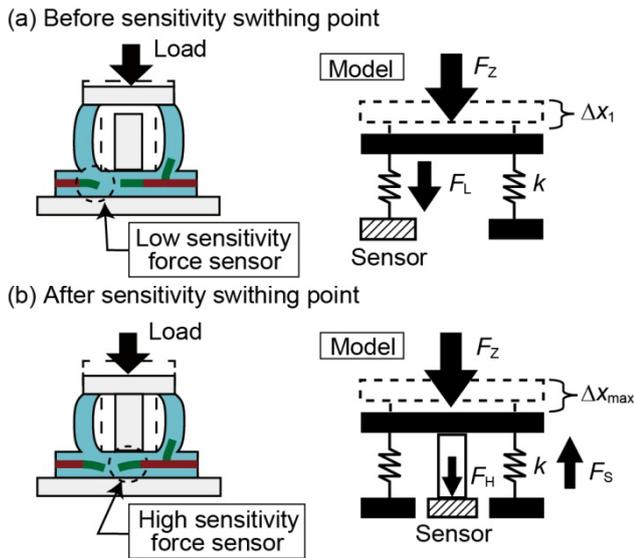


Fig. 3 Schematic view of measurement method.

2.3.2 感度切換後の垂直力の計測原理

感度切換点より高い垂直荷重が加わった時の高感度力センサに加わる力のモデルを Fig. 3 (b)に示す. 感度切換点より高い垂直荷重 F_z が負荷されると, 上板の円板が中央にあるアクリルの円柱に接触し, 円柱下部にある高感度力センサに力が加わる. アクリルの円柱は PDMS より高いヤング率を持つため, 変形量は非常に小さい. そのため, 円筒の3軸力センサの変形量はアクリル円柱の高さとの差 Δx_{\max} で一定とみなせる. 式(1)より, 変形量が一定となるため, 円筒に加わる力 F_s も一定になると考えられる. 高感度力センサに加わる力 F_H は以下ようになる.

$$F_H = F_z - F_s = F_z - k\Delta x_{\max} \quad (3)$$

高感度力センサに加わる力 F_H は, 垂直荷重 F_z から円筒に加わる力 F_s を引いたものとなる. そのため, 患部の圧迫による力変化を高感度力センサで力を計測できる.

2.3.3 感度切換点の設計

触診において患部を圧迫する力を推定し, 垂直荷重がどの程度負荷された時に感度を切り換えるか求めた. 皮膚のヤング率 E_2 を 120 kPa, 患部の厚み L_2 を 40 mm, センサの接触面積 A_2 を 314 mm², センサの押し込み量 Δx_2 を 10 mm とした. この時の患部を圧迫する力 P は以下ようになる.

$$P = \frac{A_2 E_2}{L_2} \Delta x_2 \quad (4)$$

式(4)より患部を圧迫する力 P は 2.36 N となる. そこで本研究では, 約 2 N 付近で感度が切替わるように設計した.

3. 感度切換式 3 軸力センサの試作

3 軸力センサの試作プロセスを Fig. 4 に示す. フレキシブル基板上に銅配線部を作製した. その後, ひずみゲージ材料を銅配線上に形成し, 金属抵抗体を試作した. 試作した金属抵抗体を Fig. 5 に示す. 金属抵抗体は, 幅 70 μm , ゲージ長 0.83 mm, 長さ 8.6 mm の線をカンチレバー上に作製した. カンチレバーは, 幅 2 mm, 長さを垂直力センサでは 2 mm, セ

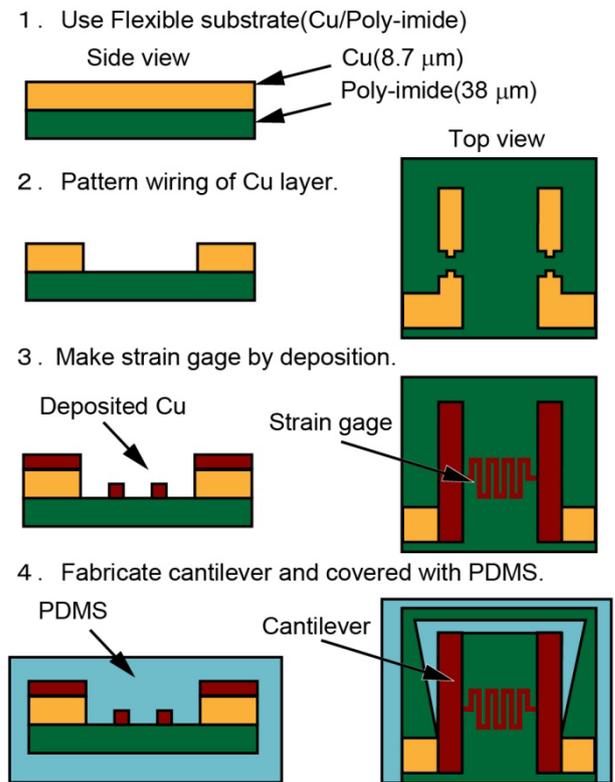


Fig. 4 Fabrication process of triaxial force sensor.

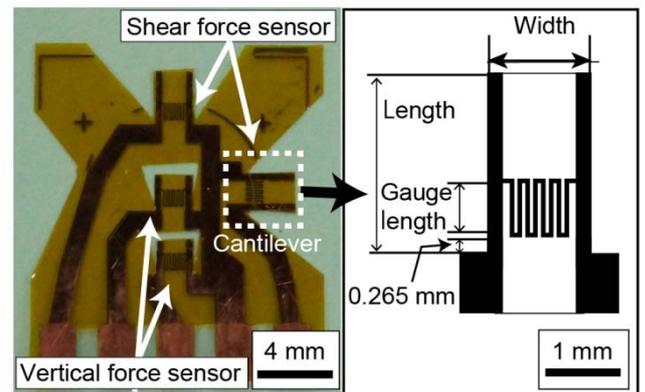


Fig. 5 External view of flexible substrate.

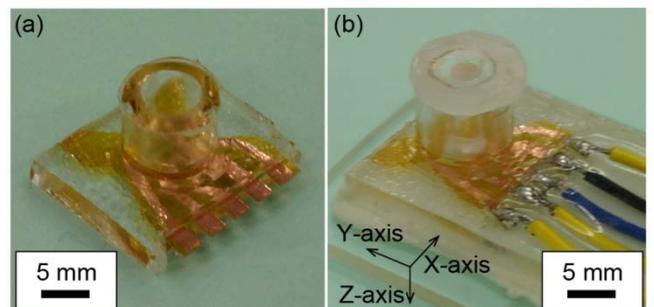


Fig. 6 External view of triaxial force sensor after fabrication process (a) and sensitivity switching triaxial force sensor (b).

ん断力センサでは 3 mm とした. カンチレバーを折り曲げた際の残留応力を考慮し, 金属抵抗体を根元から 0.265 mm 離れた. ひずみゲージ材料には真空蒸着で成膜した銅を用いた. 試作した 3 軸力センサを Fig. 6 (a) に示す. 試作したフレキ

シングル基板を外径 10 mm, 内径 6 mm, 高さ 8 mm の円筒形状の PDMS で覆った。

感度切換式 3 軸力センサを Fig. 6 (b) に示す。感度切換式 3 軸力センサは、3 軸力センサに直径 10.5 mm, 厚み 2 mm のアクリルの円板, 直径 3 mm の円柱を接着し, 土台に固定したものである。アクリルの円柱の高さは実験的に求めた。円柱と円筒形状の 3 軸力センサの高さの差 Δx_{\max} は 2 N 負荷時の円筒形状の 3 軸力センサのたわみから 0.265 mm とし, 円柱の高さは 7.735 mm とした。高感度力センサの感度向上のため, 下部の土台に 2 mm の穴を開けた。これにより, 高感度力センサは土台に阻害されず, 変形できる。接着には弾性接着剤を用い, PDMS の変形が妨げられないようにした。

4. 感度切換式 3 軸力センサの特性実験

試作したセンサは, ブリッジ回路, 増幅回路, ローパスフィルタに接続している。高感度圧力センサの増幅率を 10000 倍, 低感度圧力センサとせん断応力センサの増幅率を 5000 倍, カットオフ周波数を 7.5 Hz とした。

4.1 高感度力センサの基礎特性

高感度力センサに加えた垂直荷重と計測回路の出力電圧の関係を Fig. 7 に示す。実験は円筒上部に荷重を加えて三回行い, その平均を実験結果としてプロットした。高感度力センサのプロットを最小二乗法により直線近似したものである。この直線を力と出力電圧の関係式とし, 傾きを感度とした。高感度力センサの近似直線を以下に示す。

$$y = 723x + 22.4 \quad (5)$$

式(5)から低感度力センサの感度は 724 mV/N となった。実験結果より, 高感度力センサは, 0.1 N の力変化を計測できることが分かる。

4.2 低感度力センサの基礎特性

低感度力センサに加えた垂直荷重と出力電圧の関係を Fig. 8 に示す。実験は円筒上部に荷重を加えて三回行い, その平均を実験結果としてプロットした。低感度力センサの近似直線を以下に示す。

$$y = 87.4x + 14.0 \quad (6)$$

式(6)から低感度力センサの感度は 87.4 mV/N となり, 高感度力センサの感度と比較すると約 1/9 となった。高感度力センサと低感度力センサで約 10 倍感度が違うため, 従来では

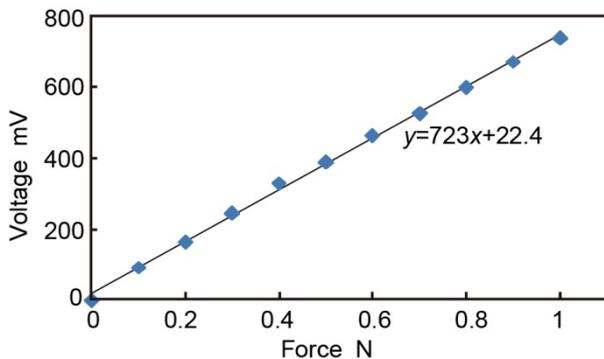


Fig. 7 Relationship between vertical force and voltage of high sensitive force sensor.

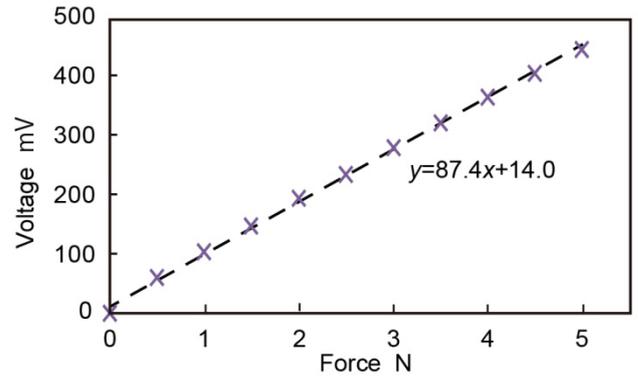


Fig. 8 Relationship between vertical force and voltage of low sensitive pressure sensor.

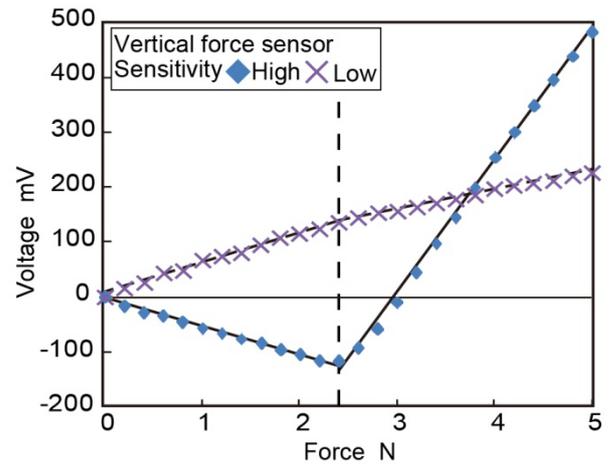


Fig. 9 Relationship between vertical force and voltage of sensitivity switching triaxial force sensor.

ノイズなどで計測できなかった微小な力を計測できる可能性があると考えられる。

4.3 感度切換式力センサの基礎特性

4.3.1 垂直方向の基礎特性

感度切換式 3 軸力センサに加えた垂直荷重と出力電圧の関係を Fig. 9 に示す。実験は三回行い, その平均を実験結果としてプロットした。実験結果より, 高感度力センサの出力傾向が変化した 2.4 N を感度切換点とした。感度切換式 3 軸力センサの垂直力センサの近似直線を感度切換点前後で求め, 垂直方向の基礎特性を導出した。

低感度力センサの近似直線を以下に示す。

$$F < 2.4 \text{ N} \quad y = 55.2x + 5.00 \quad (7)$$

$$F \geq 2.4 \text{ N} \quad y = 35.1x + 51.5 \quad (8)$$

高感度力センサの近似直線を以下に示す。

$$F < 2.4 \text{ N} \quad y = -49.0x - 5.65 \quad (9)$$

$$F \geq 2.4 \text{ N} \quad y = 241x - 720 \quad (10)$$

以上の結果より, 感度切換式 3 軸力センサの垂直方向の特性は 2.4 N 未満では低感度力センサの特性である式(7)で, 2.4 N 以上では高感度力センサの特性である式(10)で表せる。よって, 2.4 N で感度を切替えることで, 低感度力センサの約 4.37 倍の感度を持つ高感度力センサで, 感度を切り換えて力を計測できた。また, 式(5)と式(10)より感度切換後の 2.4 N

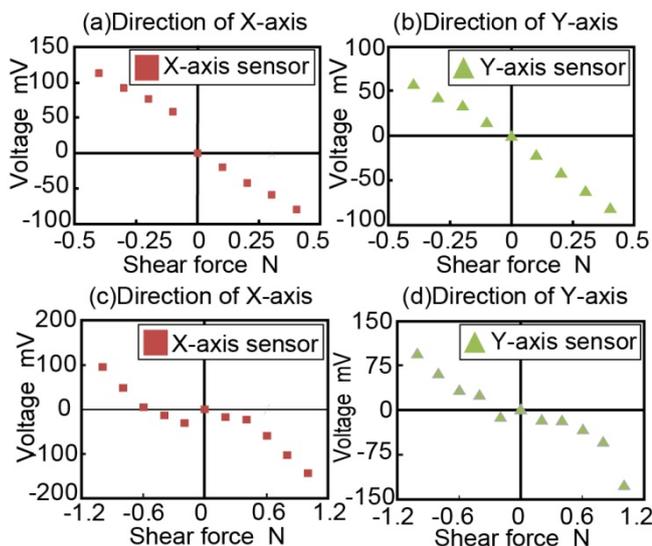


Fig. 10 Relationship between shear force and voltage.

以上の感度が、高感度力センサの基礎特性より 1/3 倍と低下している。これは、式(9)より円筒形状の PDMS に力が加わることで、円筒内の下部にある PDMS に曲げモーメントが加わり、高感度力センサのカンチレバーが荷重方向と逆向きに变形したため感度が低下したと考えられる。また、3.2 節の計測原理と異なり、センサ下部の PDMS 部分が微小に变形し、低感度力センサに力が加わってしまったため、高感度力センサに加わる力が減少してしまったと考えられる。

4.3.2 セン断方向の基礎特性

感度切換前のせん断力と出力電圧の関係として、X 軸、Y 軸にそれぞれせん断力を負荷した時の X 軸、Y 軸せん断センサの特性を Fig. 10(a)(b)、感度切換後の特性を Fig. 10(c)(d)に示す。実験結果より、感度切換前後で負荷されるせん断力に応じて、その方向のせん断力センサの出力が変化していることが確認できた。また、感度切換後は、加えたせん断力が小さい時に出力変化が小さい傾向を示した。これは、上板と円柱が接触したことにより、摩擦が働いたためだと考えられる。

4.4 触診実験

試作した感度切換式 3 軸力センサを触診モデルに押し込むことで触診実験を行った。触診モデルは、人体に生じた腫瘍を弾性体内に固形物が固定されている状態とした。弾性体は $30 \times 80 \times 20 \text{ mm}^3$ の人肌ゲル、固形物は $15 \times 15 \times 8 \text{ mm}^3$ のアクリルを用いた。弾性体内に固形物が有る場合と無い場合で実験を行い、1 mm 間隔で 9 mm まで押し込み、垂直力センサの出力電圧を計測した。

押し込み量と垂直力センサ出力電圧の関係を Fig. 11 に示す。固形物が無い場合は押し込み量 5 mm 以降、固形物が有る場合は押し込み量 4 mm 以降で感度が切換わった。また感度が切換った押し込み量 6 mm~9 mm の高感度力センサの出力からヤング率を求めた。押し込み量とヤング率の関係を Fig. 12 に示す。ヤング率の平均は固形物が無い場合 117 kPa、固形物が有る場合 175 kPa となった。固形物の厚さ分ヤング率が増加したと考えられ、ヤング率から腫瘍の有無を計測できる可能性が示唆された。

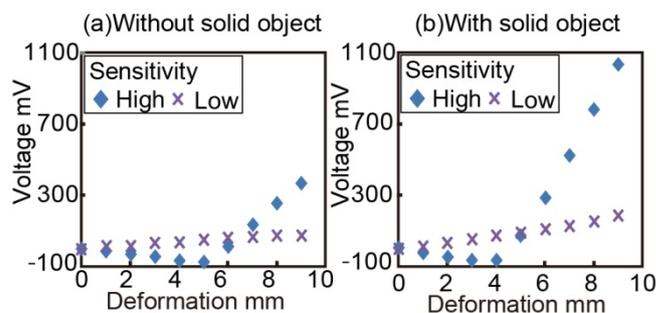


Fig. 11 Relationship deformation and voltage.

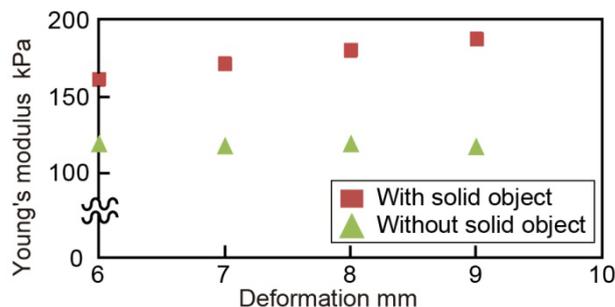


Fig. 12 Relationship between deformation and Young's modulus.

5. 結論

本研究では、触診において強く圧迫した時の微小な力変化を高感度に計測するために、感度切換式 3 軸力センサの提案と試作を行った。感度切換式 3 軸力センサは、高感度力センサと低感度力センサの感度の違う 2 つのセンサを切換えて使用することで、センサを押し込む力を低感度で、圧迫時の微小な力変化を高感度で計測することができる。

高感度センサの感度は 723 mV/N 、低感度力センサの感度は 87.4 mV/N となった。試作した感度切換式 3 軸力センサの基礎特性を求めた。実験結果より、2.4 N で荷重が負荷されるセンサが切り換わり、低感度力センサの感度 55.2 mV/N から高感度力センサの感度 241 mV/N に切り換えることができることを確認した。また、円筒形状の 3 軸力センサでせん断力を計測できる事を確認した。これより、感度を 4.37 倍に切り換えて変化させ、垂直力を計測できる感度切換式 3 軸力センサを実現した。試作したセンサを用い、触診実験を行った。弾性体内に固形物が有る場合と無い場合で押し込みを行い、感度切換後の高感度力センサの出力からヤング率を求めた。ヤング率は固形物が無い場合で 117 kPa 、固形物が有る場合で 175 kPa となり、ヤング率から腫瘍の有無を計測できる可能性が示唆された。

参考文献

- (1) 岩下鷹志, 小山浩幸, 米田隆志, 乳がん検診用ロボットシステムの開発—硬さ分布測定装置—, 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会講演論文, (2010), 3B2.
- (2) 大村浩彰, 土肥徹次, 柔軟体内の固形物検出のためのローラを用いた触診デバイス, ロボティクス・メカトロニクス講演会, (2012), 1A2-B04.