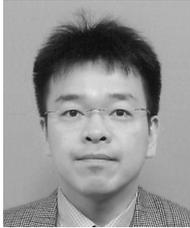


人に優しいロボットのための触覚センシングデバイス

Tactile Sensing Devices for Human Friendly Robots

2001017



研究代表者

京都工芸繊維大学
大学院工芸科学研究科

准教授

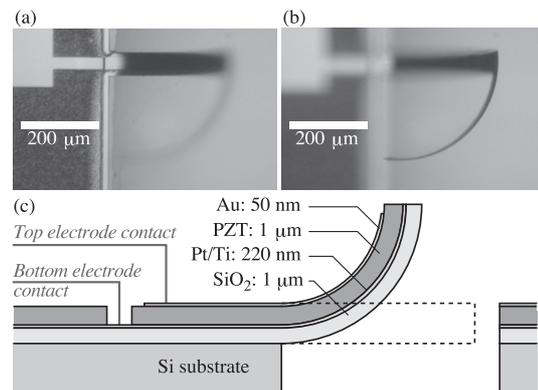
山下 馨

[研究の目的]

介護ロボットによる人体の把持・抱きかかえや、医療現場における触診の代替デバイス、あるいは遠隔手術用のマニピュレータからの触覚情報の取得・呈示などの分野で、高度な触覚をもつロボットが求められている。このようなロボットは人間と触れ合い、人間にサービスを提供し、また人間の健康・生命を守るという重要な場面で工学的に非常に繊細な感覚が要求される。本研究では、このようなロボットに繊細な触覚を提供するための触覚センサを開発することを目標とし、特に単一の素子で多軸触覚（圧感覚と滑り感覚）の検知を可能とすることにより、人間の皮膚感覚と同等以上の触覚を有するセンシングデバイスの実現を目指す。

MEMS (Microelectromechanical Systems) 技術を用いて形成したシリコンマイクロ構造体やポリマ構造を利用し、多軸触覚を得るためのセンサが近年盛んに研究されているが、力を検知するセンシング手段としては、歪みゲージや静電容量変化等の静的な手法が用いられている。このため、単一の素子では原理的に一方向の力情報しか検知できず、複数の素子を組み合わせることで信号処理を行うことにより多軸情報を得ている。本研究では、単一素子により多軸触覚情報を得るために素子を振動させ、力印加による共振周波数変化を指標として触覚を検知する。力の印加方向により共振周波数変化率が異なる複

数の振動モードを用いることにより、単一の素子によるベクトル触覚検知を目指し、センサ素子の作製と多軸検知特性の解析を行う。



(a) 顕微鏡写真（基板に焦点）、(b) 顕微鏡写真（先端部に焦点）、(c) 構造の断面模式図。

図1 圧電カンチレバー型力覚センサ

[研究の内容, 成果]

1. センサの作製

図1に作製したセンサ素子の写真と断面構造の模式図を示す。素子は湾曲した片持ち梁形状を呈し、基板から反り上がった構造としている。図1(a)は基板部分に焦点を合わせた写真で、先端方向では焦点がずれており紙面垂直方向へ向かって湾曲していることが分かる。図1(b)は先端部分に焦点を合わせており、90°湾曲して反り上がった先端部分がさらに90°右へ湾曲している構造が確認できる。根元部分の断面構造を図1(c)に示す。シリコン熱酸化膜 (SiO₂)

上に、圧電体 PZT ($\text{Pb}(\text{Zr}, \text{Ti})\text{O}_3$) を用いたキャパシタを形成している。

図 2 に本センサ構造の作製プロセスの概略を示す。(a) 両面熱酸化したシリコンウェハを用いる。(b) 表面に下部電極の Pt/Ti 薄膜を形成する。(c) 下部電極上にゾル・ゲル法により PZT 薄膜を形成する。(d) 上部電極として Au 薄膜を形成する。(e) Au 薄膜を上部電極の形状にエッチングする。(f) PZT 薄膜をカンチレバー形状にエッチングする。(g) 下部電極 Pt/Ti 薄膜をカンチレバー形状にエッチングする。(h) シリコン熱酸化膜をカンチレバー形状にエッチングする。(i) 裏面の熱酸化膜をエッチングして窓を開ける。(j) 窓を通して裏面から基板シリコンを垂直にエッチングする。

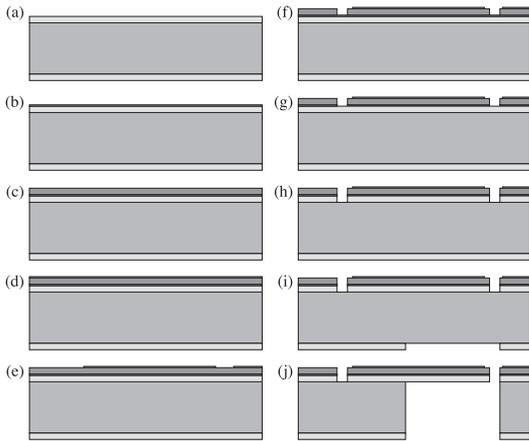


図 2 マイクロカンチレバーセンサの作製工程

本工程で図 2 (j) の状態になったカンチレバーは SiO_2 膜が持つ圧縮応力により基板上方へ反り上がり、自動的に図 1 (c) の形状を取る。ここでカンチレバーは基板面内で L 字型の形状としているため、二方向に反り上がった結果図 1 (a), (b) の写真に示す三次元形状をとる。カンチレバーの幅は $50 \mu\text{m}$ 、長さは $400 \mu\text{m} + 400 \mu\text{m}$ である。予備実験で各層の発生応力を算定し、曲率半径 $255 \mu\text{m}$ となるよう積層構造を調整して、長さ $400 \mu\text{m}$ で湾曲角度 90° となるよう設計している。

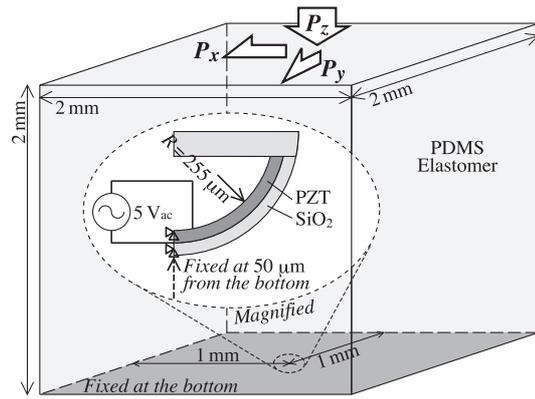
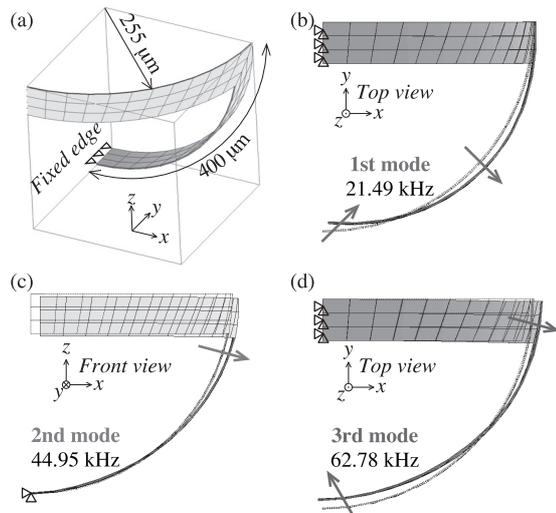


図 3 多軸感度解析用モデルの模式図

2. 多軸感度の解析

図 1 のセンサによる多軸触覚感度について有限要素法により解析を行った。図 3 に解析モデルの模式図を示す。カンチレバーセンサを、人間の皮膚を模したエラストマで被覆している。表面に印加された荷重 P_x, P_y, P_z によりエラストマ自身に変形し、変形したエラストマからカンチレバーが応力を受けた状態でのカンチレバーセンサの共振周波数変化を解析する。センサの圧電体キャパシタに 5 V の交流電圧を印加した状態での自励振動の共振点シフトについて、有限要素法解析ソフト ANSYS Academic Teaching Introductory を用いて周波数応答解



(a) 構造の鳥瞰図。(b) 1 次振動モード。(c) 2 次振動モード。(d) 3 次振動モード。

図 4 圧電カンチレバーセンサの立体構造図

析を行った。

3方向の荷重を独立に検知するために、3つの異なる振動モードを設計した。図4に各振動モードの模式図を示す。1次モードでは主に先端部分が、2次モードでは主に根元部分が振動し、3次モードでは両方が振動している。これら各モードについて、エラストマ表面への印加荷重に対する共振周波数の変化を図5に示す。ここで共振周波数変化率 F は、無荷重時の共振周波数 f_0 と荷重時の共振周波数 f' を用いて $F = (f' - f_0) / f_0$ と定義している。図5(a)~(c)は x, y, z 方向それぞれの一軸荷重に対する共振周波数の変化率を表している。各モードとも荷重に対してほぼ直線的に共振周波数変化していることが分かる。図5(d)は、 x, y, z 方向の一軸荷重印加時の共振周波数変化の和と三軸同時印加時の共振周波数変化を同一グラフ上に示している。両者はほぼ重なっており、荷重に対する共振周波数変化率が重ね合わせできることを示している。図5の特性において非線形性は最大6%以下であった。よって、印加荷重ベクトル $\mathbf{P} = (P_x, P_y, P_z)^t$ と共振周波数変化率ベ

クトル $\mathbf{F} = (F_1, F_2, F_3)^t$ の関係を、行列 \mathbf{A} を用いて近似的に

$$\mathbf{P} = \mathbf{A}\mathbf{F} \tag{1}$$

と表すことができる。このときの行列 \mathbf{A} の各成分を表1に示す。

表1 印加荷重に対する共振周波数変化率の係数 [10⁻⁶kPa⁻¹]

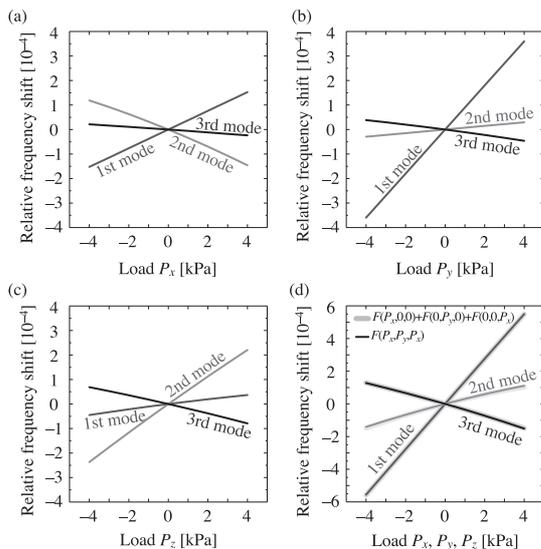
$\frac{\partial \mathbf{F}}{\partial \mathbf{P}}$	$\frac{\partial \mathbf{F}}{\partial P_x}$	$\frac{\partial \mathbf{F}}{\partial P_y}$	$\frac{\partial \mathbf{F}}{\partial P_z}$
$\frac{\partial F_1}{\partial \mathbf{P}}$	$a_{1x} = 38.1$	$a_{1y} = 89.9$	$a_{1z} = 10.2$
$\frac{\partial F_2}{\partial \mathbf{P}}$	$a_{2x} = -33.1$	$a_{2y} = 7.4$	$a_{2z} = 57.2$
$\frac{\partial F_3}{\partial \mathbf{P}}$	$a_{3x} = -5.6$	$a_{3y} = -10.6$	$a_{3z} = -18.5$

3. 単一センサ素子での荷重ベクトル推定

センサデバイスとして、観測された周波数変化率 \mathbf{F} から触覚ベクトルであるエラストマ表面の印加荷重 \mathbf{P} を求めるには、式(1)のシステムを逆に解いて

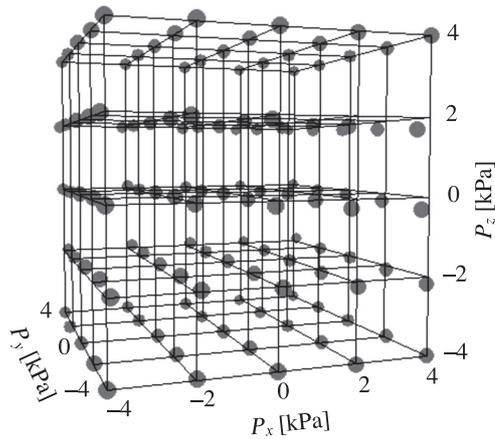
$$\mathbf{F} = \mathbf{A}^{-1}\mathbf{P} \tag{2}$$

から計算することができる。ただし、式(1)のシステムは近似的な線形性に基づくに過ぎないので、システムの行列 \mathbf{A} が誤差を含み、式(2)による逆推定結果には最大で行列 \mathbf{A} の条件数倍の誤差が生じることになる。そこで今回は、誤差を含む第一段階の推定結果のうち、測定荷重範囲最大となる荷重点での推定結果を検量線用のデータとし、Transfinite mappingの手法を用いて推定結果を改良した。印加荷重 ± 4 kPa の範囲内での荷重推定結果を図6に示す。 x, y, z 各方向成分 $-4, -2, 0, 2, 4$ kPa における荷重印加時の共振周波数変化率から逆推定を行った結果を丸印で示している。推定誤差の分布を強調するため、誤差を10倍に誇張して描いている。4 kPa という荷重は、人間が腕をまわして成人を抱え上げる際の荷重に相当する。本推定結果では最大誤差が43 Paであり、測定範囲フルスケール4 kPa に対して1.1%以下の誤差で推定することができた。



(a) x 方向一軸荷重印加時 $F(P_x, 0, 0)$ 。(b) y 方向一軸荷重印加時 $F(0, P_y, 0)$ 。(c) z 方向一軸荷重印加時 $F(0, 0, P_z)$ 。(d) 各一軸荷重印加時の周波数変化率の和 (淡色太曲線) $F(P_x, 0, 0) + F(0, P_y, 0) + F(0, 0, P_z)$ および三軸荷重印加時の共振周波数変化率 (濃色細曲線) $F(P_x, P_y, P_z)$ 。

図5 各振動モードにおける荷重時印加時の共振周波数変化率



$P_x, P_y, P_z = -4, -2, 0, 2, 4$ kPa の格子点上での印加荷重に対して推定結果の荷重ベクトルを丸印で表している。推定誤差の分布を分かり易くするため誤差を 10 倍に誇張している。

図 6 共振周波数変化率からの印加荷重の推定結果

[今後の研究の方向, 課題]

本研究により、三次元方向に感度を持つ圧電共振カンチレバー型力覚センサの作製プロセスと、単一素子でのベクトル触覚計測の基本技術を確認することができた。現状ではまだセンサとしての感度が低く、また比較的非線形性が大きいいため、触覚荷重推定において信号処理技術の比重が大きくなっている。今後はより高感度に触覚を検知でき、かつ応答の非線形性を低減できるセンサ構造を追究してゆきたい。

[成果の発表, 論文等]

- [1] 西本喬則：「圧電共振カンチレバー型センサによる三軸ベクトル触覚推定」, 電子情報通信学会関西支部学生会第 16 回研究発表講演会, 堺市, 3 月 1 日 (2011), C-1.
- [2] 古川和弥：「3 軸ベクトル触覚計測用圧電カンチレバー型マイクロセンサの作製」, 電子情報通信学会関西支部学生会第 16 回研究発表講演会, 堺市, 3 月 1 日 (2011), C-4.
- [3] Y. Yang, K. Yamashita, T. Nishimoto, K. Furukawa and M. Noda: "Fabrication and Axial Analysis of Vibratory Piezoelectric Cantilever Sensor for Three-axial Tactile Sensing", The 2011 International Meeting for Future of Electron Devices, Kansai (IMFEDK 2011), PC-16, Suita, Japan, May 19-20 (2011), 130-131.
- [4] K. Yamashita, Y. Yang, T. Nishimoto, K. Furukawa and M. Noda: "Vector tactile sensing by a single sensor element of vibratory microcantilever based on multimode resonant frequency shift", Eurosensors XXV, Athens, Greece, Sep. 4-7 (2011), accepted.
- [5] K. Yamashita, Y. Yang, T. Nishimoto, K. Furukawa and M. Noda: "Piezoelectric Vibratory-Cantilever Force Sensors and Axial Sensitivity Analysis for Individual Triaxial Tactile Sensing", IEEE Sensors 2011, Limerick, Ireland, Oct. 28-31 (2011), accepted.