構造の弾性・粘性変化を利用した圧電振動型触覚センサ

元 尾 幸 平* 新 井 史 人* 福 田 敏 男*

Piezoelectric Vibration-Type Tactile Sensor Using Elasticity and Viscosity Change of Structure

Kohei Motoo*, Fumihito Arai* and Toshio Fukuda*

We propose a new tactile sensor utilizing piezoelectric vibration. This tactile sensor has a high sensitivity, wide measurement range, pressure resistance, flexibility, and self-sensing function. This tactile sensor comprises two piezoelectric materials. One is used for the vibration of the sensor element and the other is used for the measurement of the change in mechanical impedance induced by an external force. We achieved the wide measurement range by implementing two ideas. One was to apply the external force to the sensor element through an elastic body and the other was to use two or more modes of vibration. Moreover, for the elastic body, it is preferable to use a material whose elasticity and viscosity are easily changed by an external force, such as a gel. In this study, first, this tactile sensor was analyzed, and then its characteristics were derived. The analytical results qualitatively corresponded to the experimental results. Next, a prototype tactile sensor was fabricated and evaluated. The evaluation results showed that this tactile sensor can measure a pressure of 2.5 [Pa] or less and a pressure of 10 [kPa] or more and its pressure resistance is 1 [MPa] or more.

Key Words: Tactile Sensor, Piezoelectric Vibration-Type Sensor, Self-Sensing, Humanoid Robot

1. 緒 論

現在、ロボット、医療、介護の分野で優れた触覚センサが必要とされている。特に、ヒューマノイドロボットの分野では、人と同等な感度、広い測定範囲、耐久性等を有する触覚センサが人工皮膚やロボットハンドに必要とされている。

ロボットハンドによって、人のように器用な操作を実現するためには、人と同等な感度の触覚センサ（数十 [Pa]）が必要である。また、器用な操作だけでなく、人に代わって重い物体を運ぶためには、測定範囲が広い触覚センサ（数十 [kPa]）が必要である。すなわち、最大測定値/最小測定値が少なくとも 10^4 以上である触覚センサが必要である。

従来の触覚センサとして、歪みゲージ [1]、静電容量 [2]、導電性ゴム [3]、圧電効果を有する高分子フィルム [4] 等が開発されている。一般的に、これらの原理を利用した触覚センサは材料の変形を利用しているため、高感度にするためにはそのセンサ素子を変形しやすくしなければならず飽和しやすくなり、飽和し難くするためにはそのセンサ素子を変形しにくくしなければならず低感度になる。すなわち、その測定範囲は十分ではない。

特に、人と同等な感度を有し、かつ測定範囲が広いヒューマノイドロボット用触覚センサの実現は困難である。例えば、ニッタ製の触覚センサ [5] はよくロボットハンドに利用されているが [6]、最大測定値/最小測定値は 10 程度である。それゆえ、器用な操作を実現すると力仕事ができなくなり、力仕事を実現すると器用な操作ができなくなる。一方、光を利用した触覚センサが開発されている [7] [8]。一般的に、この原理を利用した触覚センサは広測定範囲を実現可能であるが、CCD カメラや画像処理を必要とするため、小型化が難しく、かつ高コストになってしまう。

文献 [9] にも記述されているように、現在までに様々な触覚センサが提案されてきた。また、これらの触覚センサをヒューマノイドロボットへ応用する研究も行われている [10]。しかしながら、感度、測定範囲、耐久性、コスト等をすべて満たすような触覚センサが存在しないために、ヒューマノイドロボットへ触覚センサが実用レベルではほとんど利用されていないのが現状である。そこで、本稿において我々は高感度、広測定範囲（最大測定値/最小測定値 $> 10^4$ ）、耐圧性、柔軟性、セルフセンシング機能を有し、比較的小型、かつ低コストな圧電振動を利用した新型触覚センサを提案する。

Fig. 1 を用いて圧電振動型センサの原理を説明する [11]。このセンサは二つの電極を有する。一つは駆動用であり、もう一つは計測用である。(1) 駆動用電極に交流電圧を印加し、逆圧

原稿受付 2005 年 7 月 5 日

*名古屋大学大学院工学研究科マイクロ・ナノシステム工学専攻

*Department of Micro-Nano Systems Engineering,
Nagoya University

Fig. 1 Piezoelectric vibration-type sensor. The system consists of a substrate, piezoelectric materials, and electrodes

電効果によりセンサを共振させる。(2) 圧電効果により、計測用電極に電圧が発生する。(3) センサに外力が加わると、センサのメカニカルインピーダンスが変化し、計測用電極の電圧が変化する。(4) この電圧変化を利用して、外力が測定される。ちなみに、Fig. 1 の固定条件だけでなく、両端支持や両端固定等の種々の固定条件でも利用できる。また、センサの耐圧性は基板を選定することにより調節される。

従来、圧電振動型センサは高感度かつ高耐圧であるので、scanning force microscope (SFM) [12] やマイクロマニピュレーション用接触センサ [13] [14] 等に利用されてきた。しかし、従来の圧電振動型センサは、小さなメカニカルインピーダンス変化に対しては高感度であるが、ある大きさ以上のメカニカルインピーダンス変化に対しては非常に低感度であり、その測定範囲が極めて狭かった。このため、例えばヒューマノイドロボットへの応用を考えた場合、接触センサとしての利用は可能であるが触覚センサとしての利用はほとんど不可能であった。

そこで、我々は二つのアイデアを用いて圧電振動型センサを触覚センサとして利用可能にする。一つはセンサへの外力を弾性体を介して加えることである。これにより、外力によるメカニカルインピーダンス変化がなだらかになり、測定範囲が広がる。さらに、弾性体として、ゲルのように外力によって弾性・粘性変化が生じやすい材料を用いると、メカニカルインピーダンス変化がより大きくなり、測定範囲がより広がる。また、表面に柔軟性を持たせることもできる。もう一つは複数の振動モードを利用することである。これにより、測定範囲の広域化と感度の調節が可能になる。ちなみに、圧電振動型センサの触覚センサ利用としては、物体との接触や外力によるセンサの共振周波数変化を利用したものがあるが [15] [16]、これらとの違いは、(1) 人工皮膚となる弾性体の変形による弾性・粘性変化を利用する点と、(2) 複数の振動モードを利用する点が異なる。この違いにより、高感度、広測定範囲、かつ柔軟性を有する触覚センサが実現される。また、共振周波数を計測する必要がないため、システムがシンプルになり、応答速度が向上する。

本触覚センサはセンサとアクチュエータの両方の機能を有しているため、セルフセンシングが可能である。よって、本触覚センサをヒューマノイドロボットへ応用したとき、このセルフセンシング機能を活用することによりロボットが触覚センサの故障をロボット自身で認識できるため、安全性の向上が期待できる。

本稿では、まず、本触覚センサを解析し、その特性を導出する。次に、プロトタイプを製作し、解析結果の妥当性を調査する。最後に、本触覚センサの応答性と耐圧性を評価する。

Fig. 2 Experimental model of tactile sensor

Fig. 3 Analytical model of tactile sensor

2. 解 析

本触覚センサを解析し、圧電効果による出力電圧を導出する。実験モデルを Fig. 2 に示す。弾性体を x_1 から x_2 に配置する。外力が弾性体を介してセンサ素子へ加えられる。解析モデルを Fig. 3 に示す。弾性体をゲルのように外力によって弾性・粘性変化が生じやすい材料と仮定している。弾性と粘性をそれぞれ k_e と c_e で表す。まず、逆圧電効果による変位をモード解析を用いて導出する。変位 z はモード関数 Z_n と時間関数 ξ_n を用いて以下のように表される。

$$z = \sum_{n=1}^{\infty} Z_n \xi_n \quad (1)$$

センサ素子がある振動モードで共振しているとき、その他の振動モードによる変位は非常に小さいので、式 (1) を以下のように仮定する。

$$z \equiv z_n = Z_n \xi_n \quad (2)$$

本触覚センサの運動方程式は以下のように表される。

$$\int_0^L \rho A Z_n^2 dx \ddot{\xi}_n + \int_0^L c Z_n^2 dx \dot{\xi}_n + \omega_n^2 \int_0^L \rho A Z_n^2 dx \xi_n = Q_n \quad (3)$$

ここで、 L はセンサ素子の長さ、 ρ はセンサ素子の密度、 A はセンサ素子の断面積、 c はセンサ素子の粘性減衰係数、 ω_n はセンサ素子の固有角振動数、 Q_n は一般化力である。一般化力は以下のように表される。

$$Q_n = \int_0^L Z_n \frac{\partial M_x}{\partial x} dx - \int_{x_1}^{x_2} b k_e z_n Z_n dx - \int_{x_1}^{x_2} b c_e \dot{z}_n Z_n dx \quad (4)$$

ここで、 M_x は逆圧電効果による曲げモーメント、 b はセンサ素

子の幅である．圧電基本式は以下のように表される [17] [18]．

$$S_x = \frac{1}{Y_p} \sigma_x + d_{31} E_z \quad (5)$$

ここで， S_x は歪み， Y_p は圧電材料のヤング率， σ_x は応力， d_{31} は圧電定数， E_z は電界である．式 (5) より，その曲げモーメントは以下のように表される．

$$\begin{aligned} M_x &= \int_{t_s}^{t_s+t_p} b \sigma_x z dz [u(x) - u(x-L)] \\ &= \frac{b Y_p d_{31} V (2t_s + t_p) [u(x) - u(x-L)]}{2} e^{j\omega_n t} \end{aligned} \quad (6)$$

ここで， t_s は基板の半分の厚み， t_p は圧電材料の厚み， $u(x)$ は単位ステップ関数， V は入力電圧である．時間関数を以下のように仮定する．

$$\xi_n \equiv B e^{j\omega_n t} \quad (7)$$

ここで， B は定数である．式 (4) に式 (2)，(6) と (7) を代入すると，一般化力は以下のように表される．

$$\begin{aligned} Q_n &= \frac{b}{2} \{ Y_p d_{31} V (2t_s + t_p) \int_0^L Z_n [\delta(x) - \delta(x-L)] dx \\ &\quad - 2B(k_e + j c_e \omega_n) \int_{x_1}^{x_2} Z_n^2 dx \} e^{j\omega_n t} \end{aligned} \quad (8)$$

ここで， $\delta(x)$ はデルタ関数である．式 (3) に式 (7) と (8) を代入すると，定数 B は以下のように表される．

$$\begin{aligned} B &= \frac{b Y_p d_{31} V (2t_s + t_p) \int_0^L Z_n [\delta(x) - \delta(x-L)] dx}{2[b k_e \int_{x_1}^{x_2} Z_n^2 dx + j \omega_n (b c_e \int_{x_1}^{x_2} Z_n^2 dx + c \int_0^L Z_n^2 dx)]} \\ &\equiv \frac{C_1 V C_2}{2[C_3 k_e + j \omega_n (C_3 c_e + C_4)]} \end{aligned} \quad (9)$$

式 (2) に，式 (7) と (9) を代入すると，逆圧電効果による変位は以下のように表される．

$$z_n = \frac{C_1 V Z_n C_2}{2 \sqrt{(C_3 k_e)^2 + \omega_n^2 (C_3 c_e + C_4)^2}} \cos(\omega_n t - \phi) \quad (10)$$

ここで，

$$\tan \phi = \frac{\omega_n (C_3 c_e + C_4)}{C_3 k_e} \quad (11)$$

次に，圧電効果による出力電圧を導出する．出力電圧 V_s は以下のように表される．

$$V_s = \frac{Q}{C} = \frac{\int_s D_z dS}{C} \quad (12)$$

ここで， Q は電荷， C は静電容量， S は表面積， D_z は電気変位である．圧電基本式は以下のように表される [17] [18]．

$$D_z = d_{31} \sigma_x + \epsilon_3 E_z \quad (13)$$

ここで， ϵ_3 は圧電材料の誘電率である．式 (13) より，電気変

位は以下のように表される [17]．

$$D_z = -\frac{d_{31} Y_p (2t_s + t_p)}{2} \frac{\partial^2 z_n}{\partial x^2} \quad (14)$$

式 (12) に式 (10) と (14) を代入すると，圧電効果による出力電圧は以下のように表される．

$$V_s = -\frac{C_1^2 V \int_0^L \frac{\partial^2 Z_n}{\partial x^2} dx C_2}{4C \sqrt{(C_3 k_e)^2 + \omega_n^2 (C_3 c_e + C_4)^2}} \cos(\omega_n t - \phi) \quad (15)$$

振動モードと弾性体の配置に対する本触覚センサの特性を調査するために，シミュレーションを行う．振動モードの変化に対する特性の変化を明確にするために，式 (15) を以下のように正規化する．

$$V_1 \equiv \frac{V_s}{V_0} \quad (16)$$

$$= \frac{\omega_n C_4}{\sqrt{(C_3 k_e)^2 + \omega_n^2 (C_3 c_e + C_4)^2}} \quad (17)$$

ここで， V_0 はセンサ素子が弾性体と接触していないとき ($k_e = 0$, $c_e = 0$) の出力電圧である．式 (17) を用いて振動モードに対する出力電圧 V_1 と弾性 k_e の関係と，出力電圧 V_1 と粘性 c_e の関係をシミュレーションした (Fig. 4~7)．センサ素子の物性を Table 1 に示す．シミュレーションは弾性体の配置が全面 ($x_1 = 0$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm]) の場合と，先端部分 ($x_1 = 6.5$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm]) の場合のそれぞれについて行われた．1 次モードは 3.8 [kHz]，2 次モードは 24 [kHz]，3 次モードは 66 [kHz]，4 次モードは 130 [kHz] であった．Fig. 4, 6, 7 は，振動モードが高いほうが弾性・粘性変化に対する出力電圧の変化が緩やかであることを示す．すなわち，振動モード

Fig. 4 Simulation results (Normalized output voltage to elasticity change, $x_1 = 0$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm])

Fig. 5 Simulation results (Normalized output voltage to viscosity change, $x_1 = 0$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm])

Fig. 6 Simulation results (Normalized output voltage to elasticity change, $x_1 = 6.5$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm])

Fig. 7 Simulation results (Normalized output voltage to viscosity change, $x_1 = 6.5$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm])

Table 1 Physical properties of sensor element

Width	b	5	mm
Young's modulus of piezoelectric ceramics	Y_p	62	GPa
Piezoelectric constant	d_{31}	210	pm/V
Input voltage	V	10	V _{p-p}
Half thickness of substrate	t_s	25	μm
Thickness of piezoelectric ceramics	t_p	200	μm
Viscous damping coefficient	c	0.05	N·s/m
Young's modulus of substrate	Y_s	105	GPa
Density of substrate	ρ_s	4500	kg/m ³
Density of piezoelectric ceramics	ρ_p	7650	kg/m ³
Length	L	7.5	mm
Relative permittivity of piezoelectric ceramics	ϵ_p	2130	
Capacitance	C	3.54	nF

が低いほど感度は高いが測定範囲は狭く、振動モードが高いほど感度は低いが測定範囲は広い。Fig. 5 は、全面に弾性体を配置した場合、粘性の変化に対する出力電圧の変化は振動モードによらず一定であることを示す。Fig. 4～7 は、弾性体を全面に配置するより先端部分のみに配置するほうが感度は低いが測定範囲は広いことを示す。ちなみに、弾性体の配置によっては振動モードが高くなっても測定範囲が広がらない場合もある（例えば、 $x_1 = 1$ [mm], $x_2 = 3$ [mm]）。

振動モードに対する感度の変化をより詳しく理解するために、Fig. 4～7 の傾き（感度）を導出する。式 (17) より、弾性変化に対する感度は、

$$\text{Sensitivity}_k \equiv -\frac{\partial V_1}{\partial k_e} = \frac{\omega_n k_e C_3^2 C_4}{[(C_3 k_e)^2 + \omega_n^2 (C_3 c_e + C_4)]^{\frac{3}{2}}} \quad (18)$$

となり、粘性変化に対する感度は、

Fig. 8 Simulation results (Sensitivity to elasticity change, $x_1 = 0$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm])

Fig. 9 Simulation results (Sensitivity to viscosity change, $x_1 = 0$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm])

$$\text{Sensitivity}_c \equiv -\frac{\partial V_1}{\partial c_e} = \frac{\omega_n^3 C_3 C_4 (c_e C_3 + C_4)}{[(C_3 k_e)^2 + \omega_n^2 (C_3 c_e + C_4)]^{\frac{3}{2}}} \quad (19)$$

となる。式 (18) と (19) を用いて、Fig. 4～7 の感度を導出した (Fig. 8～11)。Fig. 8 は、 k_e が $0 \sim 0.9$ [MN/m] のときは 1 次モードの感度が最も高く、 k_e が $0.9 \sim 3.6$ [MN/m] のときは 2 次モードの感度が最も高く、 k_e が $3.6 \sim 8$ [MN/m] のときは 3 次モードの感度が最も高く、 k_e が $8 \sim 50$ [MN/m] のときは 4

Fig. 10 Simulation results (Sensitivity to elasticity change, $x_1 = 6.5$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm])

次モードの感度が最も高いことを示す。Fig. 10 は、 k_e が 0～2.8 [MN/m] のときは 1 次モードの感度が最も高く、 k_e が 2.8～18 [MN/m] のときは 2 次モードの感度が最も高く、 k_e が 18～50 [MN/m] のときは 3 次モードの感度が最も高いことを示す。Fig. 11 は、 c_e が 0～28 [Ns/m] のときは 1 次モードの感度が最も高く、 c_e が 28～47 [Ns/m] のときは 2 次モードの感度が最も高く、 c_e が 47～66 [Ns/m] のときは 3 次モードの感度が最も高く、 c_e が 66～100 [Ns/m] のときは 4 次モードの感度が最も高いことを示す。これらの結果より、振動モードが低いほど小さな弾性・粘性変化に対して高感度になり、振動モードが高いほど大きな弾性・粘性変化に対して高感度になることが明確に分かる。

3. 実 験

解析結果の妥当性を確認するために、プロトタイプを製作し、評価する。プロトタイプは 2 枚の圧電セラミックス（厚み 200 [μm]，幅 5 [mm]，PZT (C-6)，Fuji Ceramics Corporation）を導電性エポキシ接着剤（Conductive Epoxy，Circuit Works Corporation）を用いてチタン基板（厚み 50 [μm]，幅

Fig. 11 Simulation results (Sensitivity to viscosity change, $x_1 = 6.5$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm])

Fig. 12 Photograph of prototype

5 [mm] の上面と下面に貼り付けて製作された (Fig. 12)。評価システムを Fig. 13 に示す。プロトタイプ（長さ 7.5 [mm]）と電子天秤（BL-620S，Shimadzu Corporation）の間にシリコンフィルム（厚み 50 [μm]）で覆われた弾性体（人肌のゲル（硬度 0，物性の詳細は <http://exseal.co.jp/data.html>），厚さ 5 [mm]，Exseal Corporation）を置く。プロトタイプを下方へ移動し、プロトタイプの出力電圧とプロトタイプへの圧力を測

Fig. 13 Experimental system

Fig. 14 Experimental results (1st mode, $x_1 = 0$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm]) Fig. 15 Experimental results (3rd mode, $x_1 = 0$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm]) Fig. 16 Experimental results (1st mode, $x_1 = 6.5$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm])

定する。入力電圧は $10V_{p-p}$ とし、実験は解析に合せて、弾性体の配置が全面 ($x_1 = 0$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm]) の場合と、先端部分 ($x_1 = 6.5$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm]) の場合のそれぞれについて行われた。実験結果を Fig. 14~17 に示し、これらの実験結果を式 (16) を用いて正規化した結果を Fig. 18, 19 に示す。2 次モードと 4 次モードに関しては SN 比が小さかったため計測しなかった。Fig. 18, 19 は、センサ素子を 1 次モード (3.5 [kHz]) で駆動したとき、感度は高いが測定範囲は狭く、3 次モード (63 [kHz]) で駆動したとき、感度は低いが測定範囲は広いことを示す。この結果は解析結果と定性的に一致している。また、弾性体を全面に配置するより (Fig. 18), 先端部

Fig. 17 Experimental results (3rd mode, $x_1 = 6.5$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm]) Fig. 18 Relation between normalized sensor output and pressure ($x_1 = 0$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm]) Fig. 19 Relation between normalized sensor output and pressure ($x_1 = 6.5$ [mm], $x_2 = 7.5$ [mm])

分のみ (Fig. 19) に配置するほうが感度は低いけど測定範囲は広い。この結果も解析結果と定性的に一致している。解析結果と実験結果を定量的に比較するためには、弾性体の力と弾性・粘性変化の関係を定量的に導出しなければならない。ちなみに、Fig. 14, 15 は、本触覚センサは複数の振動モードを利用することにより、2.5 [Pa] の圧力も 10 [kPa] の圧力も測定できることを示す。また、1 次モードでは 1~30 [Pa] の範囲、3 次モードでは 15 [Pa]~10 [kPa] の範囲の圧力が少なくとも測定できると考えられるので、最大計測値/最小計測値は 10^4 以上である (Fig. 14 の 0 [Pa] の次の点は 2.5 [Pa], Fig. 15 の 0 [Pa] の次の点は 15 [Pa] である)。

4. 応答性と耐圧性の評価

本触覚センサの応答性と耐圧性を評価する。まず、応答速度を測定する。本触覚センサは、センサ素子へ弾性体を介して力を加えるため、応答速度は力の大きさ、弾性体の材質やサイズによって異なる。ここでは、本触覚センサの応答性の目安をつけることを目的として実験を行う。実験システムを Fig. 20 に示す。センサ素子上に弾性体を置き、重り (直径 25 [mm], 重さ 20 [g]) を載せたときの出力電圧の応答を計測する。センサ

Fig. 20 Experimental system (Response)

Fig. 21 Experimental results (Response)

Fig. 22 Experimental system (Pressure resistance)

Fig. 23 Experimental results (Pressure resistance)

素子と弾性体は Fig. 13 の実験と同じものである。入力電圧は $10V_{p-p}$ (3.5 [kHz], 1st mode) とした。実験結果を Fig. 21 に示す。この結果は、5 [ms] から反応が開始し、7 [ms] で反応がほとんど終了していることを示す。よって、応答速度は約 2 [ms] である。次に、耐圧性を評価する。実験システムを Fig. 22 に示す。接着用テープを用いて両端支持で固定したセンサ素子（長さ 7.5 [mm]）上に弾性体を置き、加重前と加重後の出力電圧と圧力の関係をそれぞれ測定する。耐圧力が 1 [MPa] 以上であればヒューマノイドロボットへ十分応用可能であると考え、10 [kg] (1.3 [MPa]) の重りを加重した。入力電圧は $10V_{p-p}$ (61 [kHz]) とした。実験結果を Fig. 23 に示す。この結果は、本触覚センサの特性は加重後もほとんど変化していないことを示す。すなわち、本触覚センサは少なくとも 1 [MPa] 以上の耐圧性を有す

ることが分かる。また、本触覚センサの外力に対する再現性も示された。

5. 結 論

本稿において、圧電振動を利用した新型触覚センサを提案した。まず、本触覚センサを解析し、その特性を導出した。その解析結果は、本触覚センサの感度はそのセンサ素子の振動モードと、そのセンサ素子に対する弾性体の配置によって変化することを示した。これらの結果は実験結果と定性的に一致していた。次に、プロトタイプを製作、評価した。その評価結果は本触覚センサが 2.5 [Pa] の圧力も、10 [kPa] の圧力も測定でき、その耐圧性は 1 [MPa] 以上であることを示した。

本触覚センサは、従来の触覚センサでは実現が困難であった高い感度、広い測定範囲、耐圧性とセルフセンシング機能を有し、かつ柔軟性も有するので、ヒューマノイドロボット用触覚センサとして非常に有用であると考えられる。特に、最大測定値/最小測定値が 10^4 以上であるので、ロボットハンドに応用した場合、人の手のように様々な作業が行えると考えられる。今後は本触覚センサを集積化し、人工皮膚やロボットハンドへ応用する予定である。

参 考 文 献

- [1] J.G. da Silva, A.A. de Carvalho and D.D. da Silva: "A Strain Gauge Tactile Sensor for Finger-Mounted Applications," IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, vol.51, pp.18-22, 2002.
- [2] F. Castelli: "An Integrated Tactile-Thermal Robot Sensor With Capacitive Tactile Array," IEEE Transactions on Industry Applications, vol.38, pp.85-90, 2002.
- [3] M. Shimojo, A. Namiki, M. Ishikawa, R. Makino and K. Mabuchi: "A Tactile Sensor Sheet Using Pressure Conductive Rubber With Electrical-Wires Stitched Method," IEEE Sensors Journal, vol.4, pp.589-596, 2004.
- [4] J. Dargahi: "An Endoscopic and Robotic Tooth-like Compliance and Roughness Tactile Sensor," Journal of Mechanical Design, vol.124, pp.576-582, 2002.
- [5] http://www.nitta.co.jp/english/product/mechases/sensor/tactile_top.html.
- [6] H. Kawasaki, T. Komatsu and K. Uchiyama: "Dexterous Anthropomorphic Robot Hand With Distributed Tactile Sensor: Gifu Hand II," IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol.7, pp.296-303, 2002.
- [7] M. Ohka, Y. Mitsuya, Y. Matsunaga and S. Takeuchi: "Sensing characteristics of an optical three-axis tactile sensor under combined loading," Robotica, vol.22, pp.213-221, 2004.
- [8] K. Kamiyama, H. Kajimoto, N. Kawakami and S. Tachi: "Evaluation of a Vision-based Tactile Sensor," Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics & Automation, pp.1542-1547, 2004.
- [9] M.H. Lee and H.R. Nicholls: "Review Article Tactile sensing for mechatronics-a state of the art survey," Mechatronics, vol.9, pp.1-31, 1999.
- [10] R. Tajima, S. Kagami, M. Inaba and H. Inoue: "Development of soft and distributed tactile sensors and the application to a humanoid robot," Advanced Robotics, vol.16, pp.381-397, 2002.
- [11] L. Du, G. Kwon, F. Arai, T. Fukuda, K. Itoigawa and Y. Tukahara: "Structure design of micro touch sensor array," Sensors and Actuators A, vol.107, pp.7-13, 2003.
- [12] T. Itoh, T. Ohashi and T. Suga: "Scanning Force Microscope

Using Piezoelectric Excitation and Detection," IEICE Transactions on Electronics, vol.E78-C, pp.146-151, 1995.

- [13] K. Motoo, F. Arai, T. Fukuda, T. Katsuragi and K. Itoigawa: "High sensitive touch sensor with piezoelectric thin film for pipetting works under microscope," Sensors and Actuators A, vol.126, pp.1-6, 2006 (Available online 13 October 2005).
- [14] K. Motoo, F. Arai, T. Fukuda, M. Matsubara, K. Kikuta, T. Yamaguchi and S. Hirano: "Touch sensor for micromanipulation with pipette using lead-free (K, Na)(Nb, Ta)O₃ piezoelectric ceramics," J. Appl. Phys., vol.98, 094505, 2005.
- [15] 尾股定夫: "硬さ測定触覚センサ", 日本ロボット学会誌, vol.9, no.7, pp.908-909, 1991.
- [16] <http://www.yokogawa.co.jp/YDK/Products/Aviation/Sensor.htm>
- [17] T. Ikeda: "Electroacoustical Constants of Asymmetric Piezoelectric Bimorph," Jpn. J. Acoustical Society, vol.23, pp.300-310, 1967.
- [18] T. Ikeda: Fundamentals of piezoelectricity. Oxford University Press, 1990.

元尾幸平 (Kohei Motoo)

1979年8月20日生。2002年名古屋大学工学部機械・航空工学科卒業。2004年同大学大学院工学研究科機械情報システム工学専攻修士課程修了。同年、同大学大学院工学研究科マイクロ・ナノシステム工学専攻博士課程入学。現在に至る。マイクロ・ナノロボット工学、マイクロ・ナノマニピュレーション、マイクロ・ナノセンサ、マイクロ・ナノアクチュエータ等の研究に従事。(日本ロボット学会学生会員)

福田敏男 (Toshio Fukuda)

1948年12月12日生。1977年東京大学大学院博士課程修了，工学博士。同年通産省工業技術院機械技術研究所研究員，主任研究官を経て，1982年より東京理科大学工学部機械工学科講師，1983年同大学助教授，1979～1981年西ドイツシュツットガルト大学客員研究員，1986年アメリカエール大学客員助教授，1989年名古屋大学工学部機械工学第2学科教授。1992年同大学機械情報システム工学科教授。1994年同大学大学院工学研究科マイクロシステム工学専攻教授，現在に至る。自己組織化ロボット，マイクロロボット，マイクロ・ナノマニピュレーション，インテリジェント制御，ロボットハンドやマニピュレータの制御，特殊環境下のロボットの研究等に従事。現在，IEEE Nanotechnology Council President，日本知能情報ファジィ学会会長。(日本ロボット学会正会員)

新井史人 (Fumihito Arai)

1963年8月1日生。1988年東京理科大学大学院修士課程修了。同年富士写真フイルム入社。1989年より名古屋大学工学部助手，1993年工学博士（名古屋大学），1994年講師，1998年助教授。2000～2003年JST さきがけ研究 21 研究者。現在，名古屋大学大学院工学研究科マイクロ・ナノシステム工学専攻助教授。2000年IEEE, RAS, Early Academic Career Award, 2004年日本機械学会ロボメカ部門学術業績賞，2004年日本ロボット学会論文賞など受賞。マイクロ・ナノロボット工学，バイオロボティクス，知的ロボットシステム等の研究に従事。(日本ロボット学会正会員)