

### 第3章 ヘルスケア用センサの高感度化と計測技術

#### 第24節 低侵襲手術用触覚センサの開発と応用技術

高嶋 一登

九州工業大学 大学院生命体工学研究科 准教授 博士(工学)

堀江 聡

神戸大学 工学研究科 応用化学専攻 物質物理化学研究室  
学術研究員 博士(工学)

石田 謙司

神戸大学 工学研究科 応用化学専攻 准教授 博士(工学)

竹中 慎

香川県産業技術センター システム技術部門 主任研究員

向井 利春

(独)理化学研究所 ロボット感覚情報研究チーム チームリーダー 博士(工学)

(株)技術情報協会

2014年5月発刊 「【次世代】ヘルスケア機器の新製品開発」抜刷

## 第 24 節 低侵襲手術用触覚センサの開発と応用技術

はじめに

患者の Quality of life を重視して、外科治療は、できるだけ小さい皮膚切開で、あるいは全く皮膚切開なしで行う低侵襲治療に移行している。そのような背景から、近年、カテーテルや内視鏡等の細長い医療機器を用いる低侵襲手術が広く用いられている。一方、触覚は五感の一つであり、視覚や聴覚と共に人間の生活において必要不可欠な感覚である。その触覚の機能を工学的に実現した触覚センサの開発が進み、低侵襲手術への応用も検討されている。

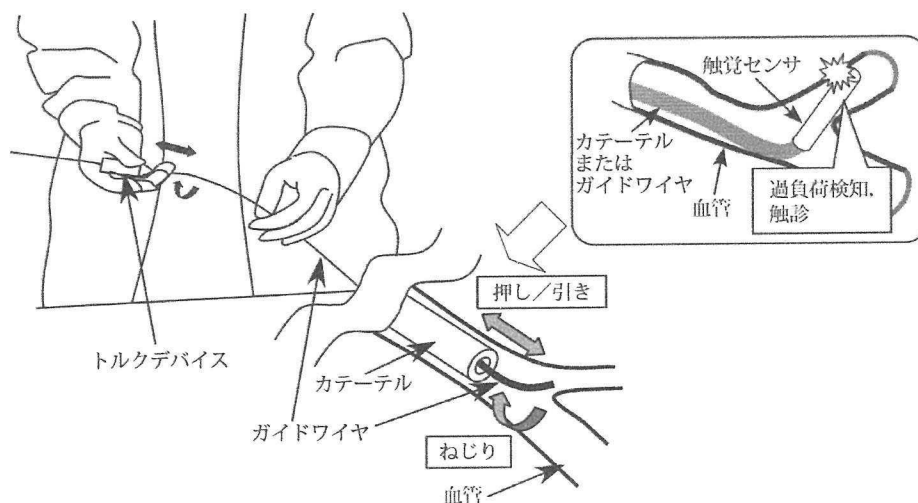
本節では最初にその触覚センサの医療分野への応用について説明したあと、それを工学的に実現させる触覚センサの例、特に有機強誘電体を用いた低侵襲手術用触覚センサの開発事例について紹介する。

### 1. 触覚センサの医療への応用

触覚センサの医療分野における用途としては、① 低侵襲医療デバイスに取り付けて、先端の触覚力を算出することによる手術の操作性・安全性の向上に加えて、② 生体の触診がある。

#### 1.1 低侵襲手術

例えば、脳動脈瘤や脳梗塞の治療のために、細長いカテーテルやガイドワイヤ（頭部用マイクロガイドワイヤで長さ 1.8～2 m、直径 1 mm 以下）を用いて、大腿部内側から血管を経て頭部にアプローチし、瘤内腔をプラチナコイル等で充填して閉塞したり、狭窄血管をバルーンやステントで拡張したりする低侵襲手術が盛んに行われている。低侵襲手術は患部を切開しないか、切開を最小限に留めるので、患者の苦痛の軽減、治療時間の短縮、生体組織の損傷の減少、治療コストの低下、機能回復期間の短縮等の利点がある。しかし、体外から押し／引きとねじりのみで非常に細長い医療デバイスを、複雑な屈曲・分岐の多い生体内に挿入するので、視覚や触覚が制限され、熟練した医師の高度な技術が必要とする（図 1 左）。そのため、図 1 右のように、触覚センサを低侵襲手術用の医療デバイスに取り付けて先端の接触力を算出し過負荷検知することは、手術の操作性・安全性の向上を図るうえで非常に有効な手段である。



(左) カテーテルやガイドワイヤを用いた低侵襲手術の様子。(右) センサの応用イメージ

図 1 触覚センサの低侵襲手術への応用

## 1.2 触診

人間は、触覚を利用し、古くから医療の現場で「触診」を行ってきた。医療従事者でなくても日常生活において、マッサージの効果を見るのに、筋肉のはりなどを触って判断したりする。臨床の現場では、生体組織の診断のために、医師が生体を触診することは、非常に有用であり、体内のさまざまな部位の診断に応用されている。

例えば、関節疾患の診断のために、関節鏡と併用してフック状のプロープによる触診が広く行われ、生体内外でのインデンテーション装置も様々なものが開発されている<sup>1)</sup>。また、医学会では乳がんが硬くなる特徴を利用して、直径2 cmの大きさを治療の目安としているし<sup>2)</sup>、肝臓移植などの外科手術において、肝臓の硬さや大きさを触診の手法によつて的確に判断することは極めて重要である<sup>2)</sup>。一方、前立腺疾患である前立腺癌および肥大症の最も手軽な診断方法として、医師の指を肛門より挿入し直接触診する直腸内触診法があり、癌の凹凸不整や硬度増加、肥大症の左右対称な肥大などの疾患の特徴から病状を診断している<sup>3)</sup>。

以上のように触診は広く応用されているものの、従来の手で行っている触診は主観的であり、診断結果は医師の経験に大きく左右される。このため曖昧な人間の触覚による触診に代わる定量的な測定方法が求められている。一方、前述の低侵襲手術において、体の深部になると手による触診もできないが、小型化した触覚センサを用いれば、手では触れられないような場所を触診することも可能になる。特に、生体組織は生体から切り出した時点で性質を変えてしまうこともあるので、生体外に取り出さずに生体内で低侵襲に測定することは重要である。小型化した触覚センサで、手では触れられない場所を定量的に触診できれば、生体に関する新しい知見や診断方法が得られると考えられる。

## 2. 触覚センサの例

### 2.1 触覚センサの構成

皮膚が検出する情報として、温度、化学的作用などもあるが、本節では機械変形に絞って話を進めたい。その機械変形を測定する触覚センサを構成する場合、少し単純に考えると、何らかの手段で機械変形を電気信号に変換できればよいが、変形したときに何らかの特性が変わる物質はいくらでもあり、その点ではセンサには無数の構成が考えられる。そのため、行う動作や使われる環境に応じて使い分けが必要であり、どの状況でも優位な構成は今のところない。例えば、空間的なサンプリング密度としては、人間の指先の触覚受容器の密度は1 mm弱の間隔であるが、指先以外の受容器密度は著しく小さい<sup>4)</sup>。これは、身体の各部位で行っている作業によって必要な空間分解能が異なることを示す。そのため、使用される状況によっては、必要以上に微細化した構造ではなく、大きいサイズで信頼性を上げる方がよい。また、触覚によって検出する機械変形と言っても、接触の場所、硬さ、ぬるぬる、テクスチャ、力とその方向、摩擦、面の曲率など様々な情報を含むので<sup>4)</sup>、必要な情報を分析することが必要である。さらに、生体内へのセンサの応用を考えた場合、生体適合性、耐水性、高い信頼性も求められる<sup>5)</sup>。生体内で用いる場合、センサ自体を使い捨てる必要もあり得るので、同じ形状を繰り返し正確に作成できる必要がある。

例えば、低侵襲手術用には、ピエゾ抵抗効果<sup>6,7)</sup>、静電容量センサ<sup>8)</sup>、レーザー光の反射量変化<sup>8)</sup>、赤外線をカットするパターンの画像処理<sup>9,10)</sup>、感圧導電ゴム<sup>11)</sup>などを利用した小型力覚センサが提案されている。これらの多くは単純な力覚センサであり、体内の血圧を計測するものも含む。血管内や心臓弁の前後など体内局所の圧測定のためのカテーテル先端搭載型の医療用および動物実験用の圧力センサについては製品化もされている<sup>8)</sup>。これらのセンサは荷重測定範囲が血管と接触する用途に比べて小さい可能性があるが、サイズなどを変えることによって、触覚センサにも応用可能であると考えられる。また、センサを振動させて、測定物体に接触させると物体の硬さに応じて共振周波数が変化することを利用したセンサもある<sup>2,7)</sup>。

### 2.2 有機強誘電体を用いた触覚センサ

触覚センサの一つとして、有機強誘電体であるポリフッ化ビニリデン (PVDF)、フッ化ビニリデン (VDF) と三フッ化エチレン (TrFE) のコポリマー (P (VDF/TrFE))、VDF オリゴマーの圧電効果を利用したものがある<sup>3,12-22)</sup>。これらは有機材料ならではの特性として、以下のような利点がある。

- (1) 有機材料として圧電定数が大きい。
- (2) 軽量かつ柔軟であるため、衝撃や屈曲によく耐える：血管内の医療デバイスは大きな屈曲状態をとるため、センサ自体が柔軟で、変形を許容する必要がある。例えば、センサ自体が金属パイプなどで構成されると、変形することができない。また、接触を検知する「過負荷検知」ではなく、「触診」に用いるためには、接触することが前提であるので、センサ自体の柔軟性は特に重要である。なお、PVDFの弾性率は、代表的な圧電材料であるチタン酸ジルコン酸鉛（PZT）の0.03倍程度である<sup>23)</sup>。
- (3) 共振分布が広く、広範囲の周波数に応答する。
- (4) 化学的な耐食性がある：PVDFは化学工業の分野でパイプやバルブの原料として市販されている。
- (5) PZTのように有毒な鉛を含んでいない。
- (6) センサに加わった応力の絶対値に加え、微分値を出力できる（後述の式(2)）。

強誘電体膜の圧電特性を評価するために圧電定数が一般的に用いられる。圧電歪み定数 ( $|d_{31} d_{32} d_{33}|$ ) は、印加された応力 ( $\sigma = [\sigma_1 \sigma_2 \sigma_3]$ ) と出力電荷の関係を定めるもので材料に固有の材料定数である。ただし、添字の3は膜の厚み方向であることを表す。また、圧電定数の最初の添え字は電荷の生じる方向、2番目の添え字は変形の生じる方向を表す。このとき、発生する電荷 ( $q$ ) は、次式のように印加された応力によって表せる。

$$q = A(d_{31}\sigma_1 + d_{32}\sigma_2 + d_{33}\sigma_3) \quad (1)$$

ここで、 $A$ は強誘電体膜を挟む電極の面積である。薄膜の各方向に同じ大きさの力が働いた場合、断面積が $A$ である $\sigma_3$ に比べて、断面積の小さい $\sigma_1$ 、 $\sigma_2$ の方が大きくなる。一方、PVDFの $d_{31}$ と $d_{33}$ の大きさは近いので、式(1)より、各方向に同じ大きさの力が働いた場合、 $\sigma_3$ に比べて $\sigma_1$ によって生じる電荷の方が大きくなる<sup>12)</sup>。すなわち、 $\sigma_3$ より $\sigma_1$ が大きくなる膜の伸張を利用するセンサの構造にすることによって、出力を大きくできる<sup>12)</sup>。一方、基板上に成膜されることの多い有機強誘電体薄膜において、 $\sigma_1$ 、 $\sigma_2$ 、 $\sigma_3$ のそれぞれの寄与による出力電荷を独立して得ることは難しく、注意が必要である。例えば、基板による拘束が強ければ、厚み方向に加圧しても、 $d_{33}$ だけではなく、 $d_{31}$ や強誘電体薄膜のポアソン比が寄与し、 $d_{33}$ による出力を $d_{31}$ の圧電効果が弱める可能性がある<sup>13)</sup>。

式(1)の $q$ を測定するのに、強誘電体を電流アンプに接続して、発生した電流( $I$ )を測定する場合が多い。強誘電体には、圧電効果以外に焦電効果による出力電荷もノイズとして加わるが、温度変化は圧力変化に比べて遅い場合が多いので、 $I$ を測定することで両者を分離できる。式(1)の両辺を時間微分することにより、以下の式が得られる。

$$I = A \left( d_{31} \frac{d\sigma_1}{dt} + d_{32} \frac{d\sigma_2}{dt} + d_{33} \frac{d\sigma_3}{dt} \right) \quad (2)$$

すなわち、 $I$ は、式(2)のように印加された応力の1階時間微分特性に比例する。空気加圧したVDFオリゴマーの出力例を図2に示す<sup>14)</sup>。触診という観点では、センサ自体がどのように接触するか分からないため、正常なところと異常なところの差に着目するという観点で、病変の特定に利用できると考えられる。また、有機強誘電体膜を弾性体に埋め込んだセンサにおいて、センサの厚み方向に $z$ 軸をとり、センサが $x$ 軸方向に速度 $u$ で移動するものとする。このとき、連鎖率により以下の式が成り立つ<sup>15)</sup>。

$$\frac{\partial \sigma}{\partial t} = \frac{\partial \sigma}{\partial x} u \quad (3)$$

本式より、センサが一定速度で移動する場合、 $\partial \sigma / \partial t$ に比例する強誘電体の出力から、対象物表面の応力分布が測定できることが分かる。

式(3)のようにセンサ計測に動きを加えることで、センサの能力の不足を補う手法は「アクティブセンシング」と呼ばれ、より高度な認識能力を実現可能

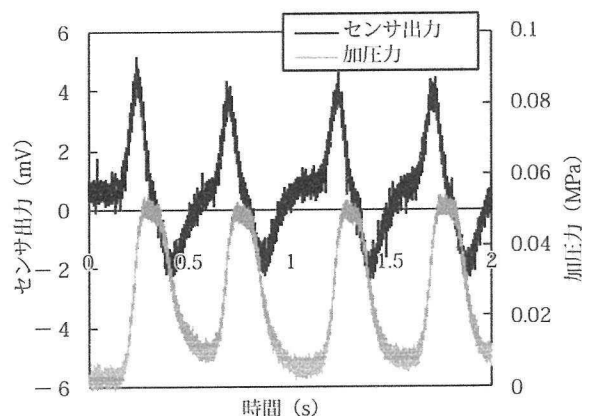


図2 VDFオリゴマーサンプルを加圧したときの出力例

である。例えば、対象物の表面粗さや微小な段差を測定するためにレコードの針のように人が指を動かすのも、さらには手による触診も触覚受容器の周波数応答特性を利用したアクティブセンシングである。人間は、テクスチャ、硬さ、重さ、形状のような欲しい情報に応じて、撫でる、触る、押しつける等の動作を無意識のうちに選んでおり、触覚情報の取得には動きが重要である<sup>16)</sup>。一方、式(2)のように有機強誘電体の出力は応力の1階時間微分特性に比例するので、アクティブセンシングに適している。

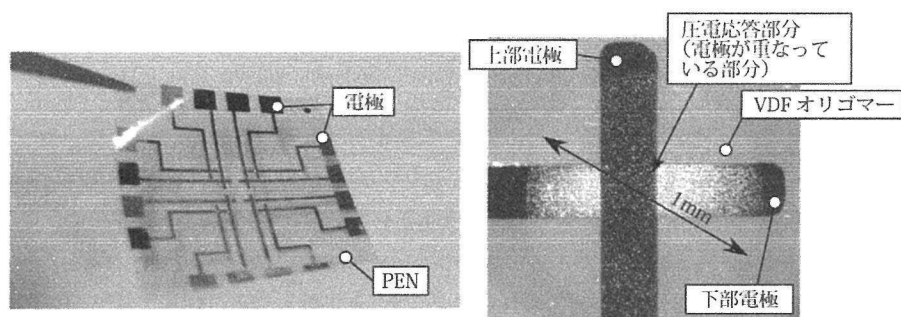
また、圧電効果の評価には圧電電圧定数( $g$ )が用いられることも多く、センサの評価に用いられることも多い。例えば、「チタバリ」とも呼ばれるチタン酸バリウム( $\text{BaTiO}_3$ )やPZTなどの圧電セラミックの $d$ 定数は、有機強誘電体に比べて大きい<sup>24)</sup>が、 $g$ 定数は小さいので<sup>24)</sup>、 $g$ 定数を用いる測定方法も考えられる。

### 2.2.1 PVDF

PVDFを用いた触覚センサは、例えば、ロボティクスの分野においては、把持物体と滑りが発生したときの振動を検出する滑りセンサとして用いられることが多い。さらに、例えば、センサを対象物に擦りつけた際、表面の特性によって出力が変化することを利用して、触診<sup>3,16,17)</sup>や布の手触り感の計測<sup>16,18)</sup>などへの応用が検討されている。例えば、田中らによって、皮膚表面性状センサ、前立腺硬さ計測用センサ、布を対象とした触覚感性計測、毛髪触感測定システムが検討されている<sup>3,16,17)</sup>。

### 2.2.2 P(VDF/TrFE), VDFオリゴマー

P(VDF/TrFE)は、PVDFと違い延伸過程が不要で、成型した形のまま分極が可能であり<sup>24)</sup>、PVDFよりも残留分極量は大きい<sup>25)</sup>。そのような利点を活かしたセンサもいくつか提案されている<sup>19,20)</sup>。また、VDFオリゴマーは、PVDFの低分子量体であり、真空蒸着によって均一かつ構造制御された膜質を得ることが可能である。PVDFと違い延伸過程が不要で、PVDFより高い残留分極量をもつ。そのような利点を生かして、これまで不揮発性メモリ、焦電型センサなどへの応用が研究されてきた<sup>21,25,26)</sup>。さらに、高嶋・石田らは、VDFオリゴマー薄膜を用いた実験により、VDFオリゴマー膜は薄く均一であり、圧電定数( $d_{33}$ )はPVDFやP(VDF/TrFE)に比べて大きいことを示した<sup>14)</sup>。そのため、従来のセンサのPVDFをVDFオリゴマーに単純に置き換えるだけで、PVDFと同様の利点をもつセンサのダウンサイズが期待され、カテーテル型の触覚センサの実現が期待される。また、図3のように、柔軟なフィルム上に成膜できるので、VDFオリゴマー自体の柔軟性を十分に活用できる。一方、有機強誘電体の柔軟性に加えて、薄膜を使用することによって、他の部分と剛性の異なるセンサ部分を薄くすることも可能である。



(左) 全体写真, (右) 拡大写真

図3 ポリエチレンナフタレート (PEN) フィルム上に成膜したVDFオリゴマーサンプル

ただし、実際には、圧電応答部以外の弾性体部や周囲の配線や測定回路も触覚センサ全体のサイズに影響を与える。そのため、ある程度触覚センサが大きく電極幅に比べて周辺部分が十分大きい場合、PVDF、P(VDF/TrFE)とVDFオリゴマーの圧電定数の差は電極面積を大きくすることによって十分吸収できる可能性がある。また、本センサ出力の大

きさは電極面積に比例するので、微細化によってノイズの影響も大きくなる可能性もある。そのため、圧電応答部以外のセンサの構成にも注意が必要である。例えば、折り曲げて丸めても特性が変化しない集積回路を利用することは、カテーテル型センサを構成するうえで有効である<sup>11)</sup>。

一方、微細化に適した材料であるので、特に小型化の要望が大きい体内で用いる触覚センサは、有望な応用分野であるが、単純に先端の接触力が測定できるだけの触覚センサが、広く臨床応用されていくとは考えにくい。例えば、高価なセンサをつけても、センサ自体の剛性が高ければ、柔軟な医療機器自体の剛性が高くなり、生体を損傷する危険性は増す可能性がある。そのため、実際に広く臨床応用されるために、そのコストを考慮して、生体の損傷を防止する目的以外にも、生体内を「触診」という付加価値をつけることは有効な手段である。すなわち、我々のグループでは、狭い血管内を細い触覚センサで指でなぞるように「触診」し、血管内の動脈硬化などの病変部の検出などの診断へ応用を図っている。

しかし、カテーテル型の触覚センサはこれまで臨床応用されておらず、新規のセンサを開発するにあたり、生体内で実際にどれくらいの力がセンサに加わるかなど、具体的な仕様は、実用的な試作品が実現できるまで求めることは難しい。一方、高嶋らは、これまで術前・術中計画のために脳血管内カテーテル手術シミュレータを開発してきた<sup>27,28)</sup>。本手術シミュレータは、血管壁、ガイドワイヤ等の力学特性および挿入手技によるパラメータをもつ運動方程式を計算し、ガイドワイヤの通過経路や血管から受ける反力などの結果を数値データ・動画で表示するもので、術前・術中計画、患者への適切なインフォームドコンセント、カテーテル、ガイドワイヤ、センサの評価・設計などへの応用が期待される。本シミュレータによる計算例を図4に示す。前述のように、生体内でセンサがどのような挙動を示すか、具体的な仕様は実用的な試作品が実現しないと求めることは難しいが、数値解析手法を用いれば、生体組織と医療デバイスとの接触力、および生体組織の変形状態などの時系列データが取得できる。そのため、医師らのアドバイスに加えて数値計算結果を用いることはセンサの特性を正しく評価するのに有効であり、従来の評価方法に比べて、より最適なセンサの仕様を求めることができる。

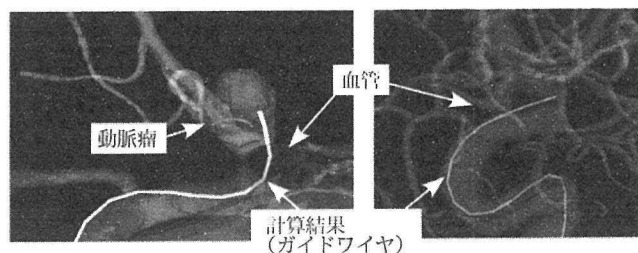


図4 血管内カテーテル手術シミュレータによる計算例

高嶋らは、病変部を想定し血管の摩擦係数や弾性などの物性を基本条件から部分的に変化させて、センサの出力に対する影響を、本シミュレータを用いて検討した<sup>22)</sup>。病変部にセンサが接触すると、有機強誘電体触覚センサの出力が変化した。一方、センサの出力が変化した部分では接触力の大小とセンサ出力の大小関係が一致した。ここで、摩擦係数を大きくしたのは動脈硬化などで血管の表面がざらざらすることを、弾性を小さくしたのは柔らかいプラークを想定した。一方、動脈硬化によって血管が厚くなり<sup>29)</sup>、弾性が大きくなる可能性も考えられる。また、田中ら<sup>17)</sup>は、対象物表面の凹凸をPVDFフィルムで検出した。今後は、試作品を用いた実験と計算によって、病変部の特定に必要な物理量（摩擦係数、弾性、段差の大きさなど）を特定していく必要がある。

おわりに

本節では、低侵襲手術用触覚センサの開発と応用技術について紹介した。触覚センサの医療への応用に焦点を絞って話を進めたが、自動化が進んだ産業分野においても、例えば、自動車鋼板の面不良検査などいまだに人間の手により行われている作業現場は数多く、同様の触覚センサによる触診の応用が期待できる<sup>18)</sup>。一方、強誘電体の焦電効果を視

覚センサに応用すれば、ロボットの複雑形状に貼り付けて物体と人／動物との識別や、画像記録が敬遠され匿名性が必要なトイレ、風呂、病室などでの人検知など、触覚センサ以外へも幅広い応用が期待できる<sup>21,26)</sup>。

最後に、VDF オリゴマーをご提供頂いたダイキン工業様に謝意を表する。

## 文 献

- 1) T. Lyyra, J. Jurvelin, P. Pitkanen, U. Vaatainen, I. Kiviranta, *Med. Eng. Phys.* 17 (5), pp. 395-399 (1995)
- 2) 尾股, *日本音響学会誌*, 66 (2), pp. 84-90 (2010)
- 3) 田中・中川・棚橋・長南, *日本機械学会論文集 C 編*, 69 (685), pp. 2389-2396 (2003)
- 4) 篠田, *日本ロボット学会誌*, 18 (6), pp. 767-771 (2000)
- 5) M. E. H. Eltaib, J. R. Hewit, *Mechatronics*, 13, pp. 1163-1177 (2003)
- 6) 谷本・新井・福田・岩田・糸魚川・後藤・橋本・根来, *日本機械学会論文集 C 編*, 64 (620), pp. 1266-1271 (1998)
- 7) 太田, *電気学会誌*, 120 (11), pp. 673-676 (2000)
- 8) 芳賀, *エレクトロニクス実装学会誌*, 12 (6), pp. 557-560 (2009)
- 9) K. Takashima, K. Yoshinaka, T. Okazaki, K. Ikeuchi, *Sens. Actuators A* 119 (2), pp. 372-383 (2005)
- 10) K. Takashima, K. Yoshinaka & K. Ikeuchi, ed. J. L. Wu, K. Ito, S. Tobimatsu, T. Nishida, H. Fukuyama, *Complex Medical Engineering*, pp. 13-23 (2007)
- 11) T. Sekitani, U. Zschieschang, H. Klauk, T. Someya, *Nat. Mater.* 9, pp. 1015-1022 (2010)
- 12) J. Dargahi, *Sens. Actuators A* vol. 80, pp. 23-30 (2000)
- 13) K. Takashima, S. Horie, M. Takenaka, T. Mukai, K. Ishida, Y. Ueda, *Journal of Solid Mechanics and Materials Engineering*, 6 (10), pp. 975-988 (2012)
- 14) 高嶋・堀江・向井・石田・松重, *日本ロボット学会誌*, 26 (6), pp. 711-717 (2008)
- 15) R. D. Howe, M. R. Cutkosky, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 9 (2), pp. 140-151 (1993)
- 16) 田中, *日本ロボット学会誌*, 26 (3), pp. 230-233 (2008)
- 17) 田中, *トライボロジスト*, 48 (7), pp. 5636-540, (2003)
- 18) 田中・佐野・藤本・田中・長南, *電子情報通信学会技術研究報告*, 107 (332), pp. 97-102 (2007)
- 19) Y. Yamamoto, K. Kure, T. Iwai, T. Kanda, K. Suzumori, *Proc. of the 2007 IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pp. 765-770 (2007)
- 20) C. Li, P. Wu, S. Lee, A. Gorton, M. J. Schulz, C. H. Ahn, *J. of Microelectromechanical Systems*, 17 (2), pp. 334-341 (2008)
- 21) 石田・堀江・上田・高嶋, *月刊ディスプレイ*, 18 (2), pp. 31-36 (2012)
- 22) 高嶋・竹中・向井, *日本ロボット学会誌*, 30 (2), pp. 195-204 (2012)
- 23) 宮田・古川, “強誘電ポリマー”, 共立出版, (1988)
- 24) 内野・石井, “強誘電体デバイス”, 森北出版, (2005)
- 25) K. Noda, K. Ishida, T. Horiuchi, H. Yamada, K. Matsushige, *Jpn. J. Appl. Phys.* 42, pp. L1334-L1336 (2003)
- 26) 石田・堀江・上田, *機能材料*, 31 (6), pp. 55-60 (2011)
- 27) 高嶋・大田・太田・葭仲・池内, *日本機械学会論文集 C 編*, 72 (719), pp. 2137-2144 (2006)
- 28) 高嶋・大田・太田・葭仲・向井, *日本機械学会論文集 C 編*, 73 (735), pp. 2988-2995 (2007)
- 29) 林, “バイオメカニクス”, コロナ社, (2000)