

# 有機強誘電体触覚センサを用いた生体内触診に関する基礎研究

高嶋一登（理研） 竹中慎（香川産技セ） 向井利春（理研）

## Fundamental Study on Palpation in vivo Using Tactile Sensor Composed of Organic Ferroelectrics

\*Kazuto TAKASHIMA (RIKEN), Makoto TAKENAKA (KPITC),  
Toshiharu MUKAI (RIKEN)

**Abstract**— Tactile sensors using organic ferroelectrics are promising from the viewpoint of palpation because poly(vinylidene fluoride) [PVDF] tactile sensors have already been developed to evaluate human skin. Vinylidene fluoride (VDF) oligomer is a new substance with a smaller number of VDF units and lower molecular weight than PVDF. For example, it may be possible to miniaturize the PVDF-tactile sensor by replacing PVDF with VDF oligomer. In a previous study, we developed a computer-based surgical simulator for catheter navigation in blood vessels for treatment of the brain. In this study, we investigated the palpation in vivo by the tactile sensor composed of organic ferroelectrics using our catheter simulator.

**Key Words:** Tactile Sensor, Organic Ferroelectrics, Palpation, Piezoresponse, Catheter

### 1. はじめに

有機強誘電体であるポリフッ化ビニリデン (PVDF) や、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)) は、圧電定数が大きく、軽量・柔軟・広帯域であるなどの利点があり、触覚センサの材料として広く研究されている [1, 2, 3]. PVDF を用いた触覚センサは、例えば、センサを対象物に擦りつけた際、表面のあかさによって出力が変化することを利用して、触診への応用が検討されている。

一方、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 [4]. さらに、VDF オリゴマー薄膜試料を用いた実験により、VDF オリゴマー膜は薄く均一であり、圧電定数は PVDF や P(VDF/TrFE) に比べて大きいことが分かっている [5]. 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 と同様の利点を持つセンサのサイズダウンが図れるかもしれない。特に、医療分野は、体内へ挿入する場合小さければ小さいほうがいいので、小型化の要望が大きく、有望な応用分野であろう。さらに、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。

一方、カテーテル/ガイドワイヤを大腿部内側から挿入し、血管を経て脳内の動脈瘤などの患部にアプローチする低侵襲治療法は、身体の負担が少なく、多くの利点を有する。我々は、これまでカテーテル経路予測用シミュレータを開発してきた [6, 7]. 本手術シミュレータは、血管壁、カテーテル等の力学特性および挿入手技によるパラメータを持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。

本研究では、これまで開発してきたカテーテル/ガイドワイヤシミュレータを用いて、有機強誘電体を用いた触覚センサで血管内の剛性/摩擦係数等の材料定数

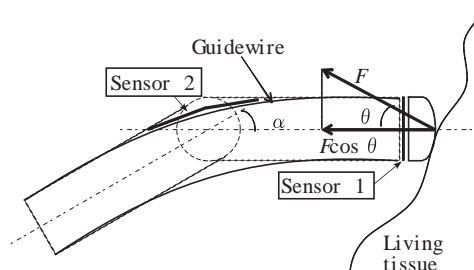


Fig.1 Simulation model

を測定するための基礎検討を行った。

### 2. 解析

#### 2.1 センサのモデル化

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、印加された圧力 ( $[\sigma_1 \sigma_2 \sigma_3]^T$ ) 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。このとき、発生する電流 ( $I$ ) は、次式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。

$$I = A(d_{31}d_{32}d_{33}) \begin{pmatrix} \frac{d\sigma_1}{dt} \\ \frac{d\sigma_2}{dt} \\ \frac{d\sigma_3}{dt} \end{pmatrix} \quad (1)$$

ここで、 $A$  は強誘電体膜を挟む電極の面積である。

本研究では、式 (1) の特性を持つ有機強誘電体の圧電応答部を Fig.1 に示す二種類の形でガイドワイヤに貼り付けた形式のセンサの出力を数値解析によって検討した。

- 先端に取り付けた場合 (センサ 1)  
本研究では単純化して、ガイドワイヤ先端に受ける反力をガイドワイヤ中心軸に投影したものが、全

Table 1 Characteristics of ferroelectric film

$d_{31}$ [pC/N]	23
$d_{33}$ [pC/N]	33
$E_f$ [GPa]	2
$A$ [mm <sup>2</sup> ]	0.091

て圧電応答部の膜厚方向に働くとした。すなわち、センサの出力は以下の式で与えられるとした。

$$I_1 = d_{33} \frac{dF \cos \theta}{dt} \quad (2)$$

● 中間に取り付けた場合 (センサ 2)

センサ 1 の場合、対象物と圧電応答部が近づくことにより静電気などノイズの影響が大きいかもしれない。そのため、センサ 2 のように貼り付け、圧電応答部が曲げられる場合も検討した。その結果、 $d_{31}$  の影響を大きくすることによって、出力が大きくなる可能性もある [2]。ガイドワイヤに比べて圧電体膜が非常に薄いと仮定すると、圧電体膜断面には以下の均一な応力が働くとは仮定できる [8]。

$$\sigma_1 = \frac{E_f M r}{E_w I_w} \quad (3)$$

ここで、 $E_f$ 、 $E_w$  はそれぞれ有機強誘電体、ガイドワイヤのヤング率、 $r$ 、 $I_w$  はそれぞれガイドワイヤの半径、断面二次モーメント、 $M$  はワイヤに働くモーメントである。

本研究では、PVDF を想定して Table 1 のようなパラメータを使用した [1]。A は後述のガイドワイヤの断面積とした。

## 2.2 カテーテル/ガイドワイヤ/血管モデル

解析モデルを Fig.2 に示す (詳細は [6, 7] を参照されたい)。シミュレーション開始時に、各モデルは Fig.2 の位置にあるものとした。ガイドワイヤは、 $n$  ( $= 17$ ) 個の円筒形の剛体セグメント (長さ  $l = 2.5$  [mm]、外径  $0.34$  [mm]) が仮想弾性ばねと粘性ダッシュポットで直列結合した多関節リンクと仮定した。曲げ・ねじり変形は、3 自由度の回転機構を与え、関節の粘弾性にて記述した。個々のセグメントの運動は並進と回転を考え、各セグメントの接触時の接触力を求め、Newton-Euler 運動方程式を用いて定式化した。また、ガイドワイヤの根元は固定されたカテーテル内に挿入されているとした。シミュレーションには市販のガイドワイヤ (超弾性合金製) の物性および形状 (半径、密度、ヤング率) を実測したものをを用いた。ただし、ガイドワイヤの先端には  $45^\circ$  の屈曲をつけた。カテーテルの内径はガイドワイヤの外径より  $0.2$  mm 大きく、 $y = -1$  mm 上の  $x < 0$  の部分に固定させた。

本モデルでは、各関節の屈曲角度  $\alpha$  を用いて、

$$M = \frac{E_w I_w \alpha}{l} \quad (4)$$

で近似化しているので、式 (1)(3) より、以下の式でセンサ 2 の出力を算出した。

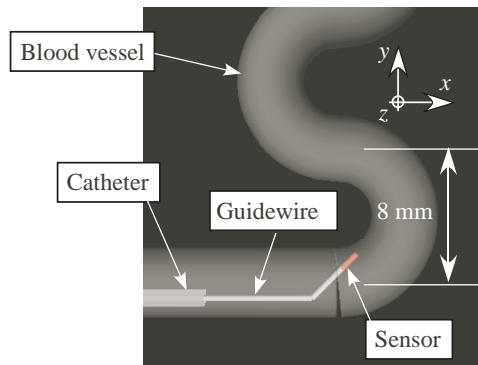


Fig.2 Simulation model (initial position)

$$I_2 = A d_{31} \frac{E_f r}{l} \frac{d\alpha}{dt} \quad (5)$$

血管は内径 ( $= 4$  mm) が均一な弾性円筒と仮定した。血管の中心曲線を数値データで与え、その各中心点を中心とする円筒を設定し、血管モデルを形成した。さらに、血管の内壁は血管の半径方向に弾性 (弾性係数  $K_v = 32$  N/mm<sup>3/2</sup>)、接線方向に摩擦抵抗 (摩擦係数: 0.04) を持つモデルとし、中心線は変位しないと仮定した。ただし、カテーテルに挿入されている部分については、 $K_v = 20000$  N/mm<sup>3/2</sup> とした。

ガイドワイヤと血管との接触力の算出のために、まず、ガイドワイヤモデルの各セグメントの端点と血管モデルの中心線との距離を求めた。その後、その距離をガイドワイヤと血管間のクリアランスと比較し、押し込み量に応じて接触力を算出した。

## 2.3 解析手順

本研究では、病変部を想定して、血管の物性 (弾性、摩擦係数) を部分的に変化させて、センサの出力に対する影響を調べた。さらに、物性を変化させる血管部位を変え、その影響も調べた。すなわち本研究では、基本条件以外に以下のような条件の数値解析を行った。

- Case 1  $y = 4 \sim 6$  の摩擦係数を 0.04 から 0.2 へ
- Case 2  $y = 2 \sim 4$  の摩擦係数を 0.04 から 0.2 へ
- Case 3  $y = 6 \sim 9$  の摩擦係数を 0.04 から 0.2 へ
- Case 4  $y = 4 \sim 6$  の血管の弾性を  $1/2$  へ

このような血管内で病変部の触診をするように、カテーテルモデルの根元の節点を一定速度 ( $3$  [mm/s]) で押し/引きした。

## 3. 結果

ガイドワイヤ先端の軌跡を Fig.3 に示す。先端の軌跡はどの条件でもあまり変わらなかった。なお、各条件に置いて、物性を変化させた部分を図示した。

また、ガイドワイヤ先端の接触力の大きさ ( $|F|$ ) および  $F$  をガイドワイヤ中心軸に投影したもの ( $F \cos \theta$ 、 $\theta$  は先端の接触力とワイヤ中心軸のなす角) の経時変化を Fig.4 に示す。接触する角度は変化するものの挙動としては、 $|F|$  と  $F \cos \theta$  で大きく変わらなかった。ただし、Fig.4 の  $F \cos \theta$  の値が負とは、ワイヤを手元に引っ張るとき、摩擦で先端が遠位に引っ張られている

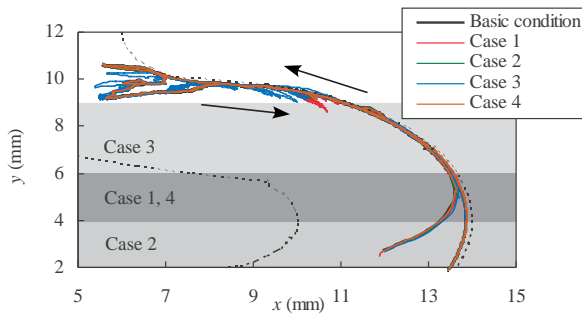


Fig.3 Trajectory of guidewire tip

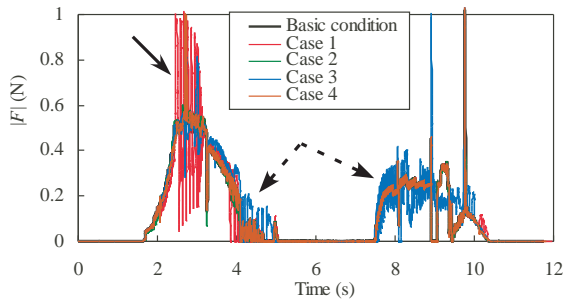
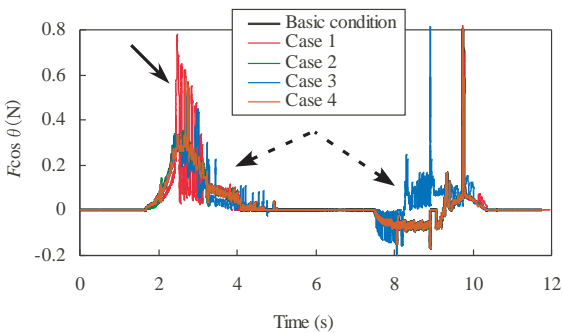
(a)  $|F|$ (b)  $F\cos\theta$ 

Fig.4 Transition of contact force

と考えられる．図中の矢印のように Case 1, 3 において，摩擦係数を変化させた部分に先端が触れるときに，反力が振動している挙動が見られた．特に，Case 3 に関しては，Case 2 と異なる時間（8 秒前後）でも反力が振動していた．これは，Fig.3 の先端軌跡からも分かるように，病変部が，引き動作において，Case 1 では先端が触れない位置であるのに対して，Case 3 では先端が触れるためである．同様に，Case 2 では先端が押し・引き動作いずれの場合も触れにくい位置にあるため，挙動が基本条件とあまり変わらないと考えられる．一方，Case 4 のように血管の弾性を変えたときの影響はあまり見られなかった．

一方，センサ 1, 2 の出力の絶対値を Fig.5 ~ 9 に示す．ただし，横軸はガイドワイヤ先端の  $y$  座標とした．図中に矢印で示したように，摩擦係数を変化させた部位で大きな出力が得られた．すなわち，センサによって病変部の検出ができる可能性が示唆された．一方，術者の手元には，先端以外の摩擦もあるし，先端の振動

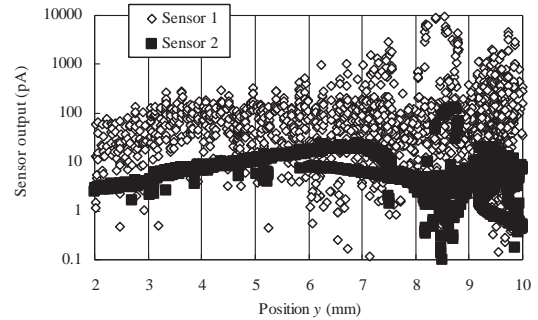


Fig.5 Output from sensor (basic condition)

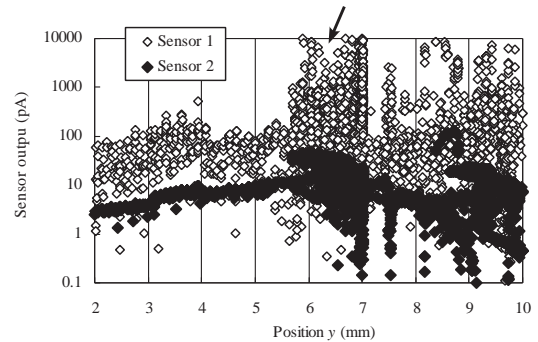


Fig.6 Output from sensor (case 1)

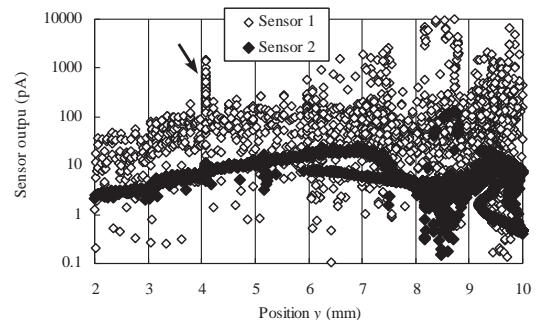


Fig.7 Output from sensor (case 2)

は途中で減衰するので，センサなしで術者がこれらを全て感知するのは難しいと考えられる．一方，Case 4 の場合，Fig.4 からは分かりにくいですが，Fig.9 の出力は，基本条件と全く同じではないので，今後，差の出しやすいデータの処理方法を検討していきたい．ただし，今回は基本条件と比較したが，実際はどのように接触したときが正常か分からないので，アクチュエータ等で再現性よく接触できるようにすることが必要である．

また，二つの出力の大きさを比較すると，センサ 1 の方が大きかった．ただし，センサ 2 の出力については，電極面積や貼り付けるワイヤの径を大きくするとさらに大きくすることができる．さらに，センサを柔軟なゴムなどに貼り付けることによって，出力を大きくすることが可能である．そのため，出力の大きさについては，実際にセンサを試作しながら検討していくことが必要であろう．

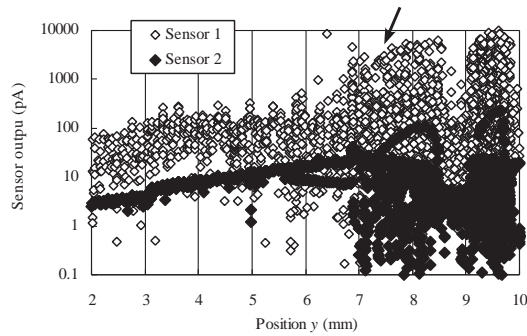


Fig.8 Output from sensor (case 3)

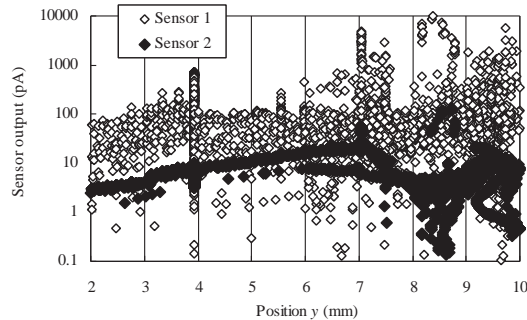


Fig.9 Output from sensor (case 4)

#### 4. 考察

ワイヤ先端の接触力が振動する挙動の原因として、先端の摩擦力とワイヤの曲げ変形による自励振動が考えられる。ただし、今回、摩擦係数は動摩擦係数のみで、静摩擦係数を与えていないので、一般的な自励振動とは異なる。さらに、本研究で用いた血管モデルは、反力として、弾性のみで粘性を考慮していないので、振動している可能性もあり、これら血管の力学特性を正確に反映した解析モデルの構築も必要である。

このような振動において、ワイヤの共振をうまく利用してセンサの出力を上げることも可能かもしれない。棒が横振動するときの固有振動数は以下の式で表せられる [9]。

$$f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{E_w I_w}{\rho A_w} \left(\frac{m_i}{L}\right)^2} \quad (6)$$

ここで、 $A_w$  は棒の断面積、 $L$  は棒の長さである。例えば、棒の一端を固定し、他端を自由にしておく場合、 $m_1 = 1.8751, m_2 = 4.6941, m_3 = 7.8548$  となる。本研究で用いたガイドワイヤの物性を用いて固有振動数を算出したものを Fig.10 に示す。本図のように周波数は固定する部位（ガイドワイヤなら親カテーテル）によって、周波数が大きく変化することが分かる。さらに、血管の屈曲による拘束も考えられる。このため、実際に使用する場合には、共振する部分の長さを一定にすることが必要であり、例えば、先端付近の太さを急激に細くしたりすることが考えられる。

今回のモデルは実際の状況をかなり簡略化し、有機誘電体膜における出力は均一と見なしたので、今後、実際のセンサ形状を考慮した FEM 解析を行い、圧電体膜

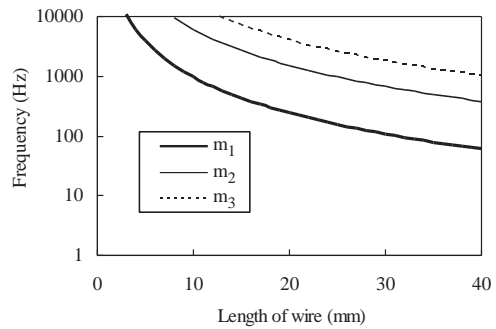


Fig.10 Natural vibration frequency

に働く応力分布を調べていきたい。PVDF を用いた触覚センサでは、対象物のあらさを検出するために、弾性体部に人の指の指紋のような凹凸をつけることも多いが、そのような組み合わせについても検討を行ってきたい。

#### 5. まとめ

本研究では、VDF オリゴマーを用いた触覚センサによって、生体内の触診を行なうための基礎検討を行った。数値解析によって、病変部で有機強誘電体触覚センサの出力が変化する可能性を示唆した。

謝辞 本研究の一部は島津科学技術振興財団の助成金によって行った。

- [1] R.D. Howe and M.R. Cutkosky: "Dynamic tactile sensing: Perception of fine surface features with stress rate sensing," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol.9, no.2, pp.140-151, 1993.
- [2] J. Dargahi: "A piezoelectric tactile sensor with three sensing elements for robotic, endoscopic and prosthetic applications," *Sens. Actuators A* vol.80, pp.23-30, 2000.
- [3] 田中真美, 中川陽子, 棚橋善克, 長南征二: "FEM 解析による前立腺触診用センサシステムの設計", *日本機械学会論文集 C 編*, vol.69, no.685, pp.2389-2396, 2003.
- [4] K. Noda, K. Ishida, T. Horiuchi, H. Yamada and K. Matsushige: "Pyroelectricity of ferroelectric vinylidene fluoride-oligomer-evaporated thin films," *Jpn. J. Appl. Phys.* vol.42, L1334-L1336, 2003.
- [5] 高嶋一登, 堀江聡, 向井利春, 石田謙司, 松重和美: "触覚センサのための VDF オリゴマーの圧電特性", *日本ロボット学会誌*, vol.22, no.6, pp.806-814, 2008.
- [6] 高嶋一登, 大田慎三, 太田信, 霞仲潔, 池内健: "カテーテルシミュレータの開発 (第 1 報, ガイドワイヤ・血管の特性の評価)", *日本機械学会論文集 C 編*, vol.72, no.719, pp.2137-2144, 2006.
- [7] 高嶋一登, 大田慎三, 太田信, 霞仲潔, 向井利春: "カテーテルシミュレータの開発 (第 2 報, ガイドワイヤのトルク伝達性の評価)", *日本機械学会論文集 C 編*, vol.73, no.735, pp.2988-2995, 2007.
- [8] 柴田俊忍, 大谷隆一, 駒井謙次郎, 井上達雄: *材料力学の基礎*. 培風館, 1991.
- [9] 有山正孝: *振動・波動*. 裳華房, 1970.