有機強誘電体触覚センサを用いた生体内触診の数値解析 —血管の特性のセンサ出力への影響—

高 嶋 一 登^{*1*2} 竹 中 慎^{*3} 向 井 利 春^{*2}

Numerical Analysis of Palpation *in vivo* Using Tactile Sensor Composed of Organic Ferroelectrics —Effect of Parameters of Blood Vessel on Sensor Output—

Kazuto Takashima^{*1*2}, Makoto Takenaka^{*3} and Toshiharu Mukai^{*2}

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 living tissue. Moreover, vinylidene fluoride (VDF) oligomer is a new substance with a smaller number of VDF units than PVDF. As the piezoelectric coefficient of VDF oligomer is great and its film is thin and uniform, it is suitable for preparation of thinner film tactile sensor. On the other hand, in our previous study, we also developed a computer-based surgical simulator to simulate a catheter and guidewire in blood vessels of the brain. In this study, we investigated the palpation *in vivo* by the tactile sensor composed of organic ferroelectrics using our catheter/guidewire simulator. Using this simulator, the output of the sensor attached on the guidewire tip was calculated when the proximal part of the guidewire model was pushed and pulled. We used the blood vessel model where the friction coefficient or the stiffness was changed partially assuming that these changes occur by a disease. When the friction coefficient between the guidewire and the vessel was large, the sensor outputs became large. When the stiffness of the vessel was small, the sensor outputs became small.

Key Words: Tactile Sensor, Organic Ferroelectrics, Palpation, Piezoresponse, Catheter, Numerical Analysis

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、化学的な耐食性がある、鉛を含有しないなどの利点があり、触覚センサの材料として広く研究されている [1]~[6]。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、表面粗さによって出力が変化することを利用して、触診 [1] [2] や布の手触り感の計測 [3] などへの応用が検討されている。

さらに、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 [7]。また、VDF オリゴマーの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 [8]。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ダウンサイズが期待される。特に、医療分野は、体内へ挿入する場合、小型化の要望が大きく、有望な応用分野である。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。小型化した触覚センサで、手では触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。

そのような背景から本研究の最終的な目標は、有機強誘電体を用いたカテーテル型の触覚センサで生体内の触診をすることである。細長いカテーテル／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、身体への負担が少なく、多くの利点を有する。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

原 2010 年 12 月 20 日

^{*1}九州工業大学大学院生命工学研究科

^{*2}理化学研究所基幹研究所

^{*3}香川県産業技術センター

^{*1}Graduate School of Life Science and Systems Engineering, Kyushu Institute of Technology

^{*2}Advanced Science Institute, RIKEN

^{*3}Kagawa Prefectural Industrial Technology Center

■ 本論文は学術的に評価されました。

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、我々は、これまで術前・術中計画のために脳血管内カテーテル経路予測シミュレータを開発してきた[9][10]。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。例えば、本結果を術前に用いることにより、血管内治療の開頭手術に対する優位性の検討、ガイドワイヤの種類の選択、患者への適切なインフォームドコンセントが可能になる。さらに、カテーテル／ガイドワイヤの製品開発時の評価にも利用できる。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、数値解析的な手法を用いれば、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。

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を測定するための基礎検討を行った。すなわち、有機強誘電体の圧電応答部を先端と側面の二種類の形でガイドワイヤに貼り付けたときの出力を数値解析によって検討した。病変部を想定して、血管の物性（摩擦係数や剛性）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。本研究の数値解析結果をこれまでの実験結果や従来提案されている触覚センサと比較することによって、今後、有機強誘電体を用いたカテーテル型触覚センサを試作する際の指針になると考えられる。

2. 解 析

2.1 センサのモデル化

これまでもピエゾ抵抗効果、静電容量センサ、レーザ光の反射量変化などを利用し、様々なカテーテル型センサが提案されている[11]~[13]。それらに対して、有機強誘電体を触覚センサとして用いることの利点としては、以下の点が挙げられる。

- (1) 柔軟であること
- (2) センサに加わった応力の絶対値でなく、微分値を出力すること

血管内の医療デバイスは大きな屈曲状態をとるため、センサの柔軟性は重要な要求性能である。例えば、谷本ら[11]は、直径1.6[mm]、全長12[mm]の小形の力覚センサを提案しているが、センサ部自体はステンレスパイプなどで構成され変形することができない。それに対して、今回提案するセンサはセンサ自体が柔軟で、変形を許容するものである。また、接触を検知する「過負荷検知」ではなく、今回のセンサのように「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。一方、応力の微分を検知するという点に関しては、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。本研究では、計算

Fig. 1 Sensor model

結果をもとに以上の利点を実際にセンサ出力にどのように活かされているかを考察する。

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 ($[\sigma_1 \sigma_2 \sigma_3]^T$) と出力電荷の関係を決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。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 σ_3 に比べて、断面積の小さい σ_1 、 σ_2 のほうが大きくなる。一方、PVDFの d_{31} と d_{33} の大きさは近いので（後述の Table 1 参照）、式 (1) より、各方向に同じ大きさの力が働いた場合、 σ_3 に比べて σ_1 によって生じる電流のほうが大きくなる。すなわち、 σ_3 より σ_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[5]。

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 上図に示す二種類の形でガイドワイヤに貼り付けたときの出力を数値解析によって検討した。ただし、 A は後述のガイドワイヤの断面積とした。実際のセンサの実装方法としては、Fig. 1 下図のように有機強誘電体膜を二つの電極で挟み込んだフィルムをワイヤに貼り付ける方法が考えられる。

● 圧電応答部をワイヤ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 F をガイドワイヤ中心軸に投影した $|F| \cos \theta$ が、すべて圧電応答部の膜厚方向に働くと仮定した。さらに、膜を貼り付けた裏面の変形を考慮すると、後述のセンサ 2 と同様に d_{31} の影響も考慮する必要があるが、ワイヤ断面の変形は小さいと考え、その影響は簡略化して無視する。すなわち $A\sigma_3 = |F| \cos \theta$ とし、センサ 1 の出力電流 I_1 としては、

Table 1 Characteristics of ferroelectric film

d_{31} [pC/N]	23
d_{33} [pC/N]	33
E_f [GPa]	3
A [mm ²]	0.091

d_{33} の寄与のみを考え、以下の式で与えた。

$$I_1 = d_{33} \frac{d(|\mathbf{F}|\cos\theta)}{dt} \quad (2)$$

ただし、 θ は先端の接触力とワイヤ中心軸のなす角である。センサ 1 の構造では、有機強誘電体の柔軟性よりも、薄膜を使用することによって、ワイヤと剛性の異なるセンサ部分を薄くすることを目指している。一方、 d_{31} の影響は少ない構成であるが、圧電応答部と対象物が近いので、センサの出力が大きくなる可能性がある。

● 圧電応答部をワイヤ側面に取り付けた場合（センサ 2）

センサ 2 として、ガイドワイヤ側面に取り付けられた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 [5]。さらに、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くなり得るが、その影響も少なくなる。

圧電体膜の σ_1 方向がガイドワイヤの長さ方向になるように貼り付けた。ガイドワイヤに比べて圧電体膜が薄いため（例えば前述の論文では、VDF オリゴマーの厚み：192 [nm] [8]、PVDF の厚み：28 [2] [4]、25 [5]、80 [6] [μm]）、曲げモーメント M によって曲げられたガイドワイヤ表面と同じ大きさのひずみが膜に均一に働くとした。すなわち、圧電体膜断面には以下の均一な応力が働くと仮定した [14]。

$$\sigma_1 = \frac{E_f R_w}{R} \quad (3)$$

ただし、 E_f は有機強誘電体のヤング率、 R_w 、 R はそれぞれガイドワイヤの断面の半径、中心線の曲率半径である。さらに、ワイヤの粘性を無視し、

$$\frac{1}{R} = \frac{M}{E_w I_w} \quad (4)$$

とすると、

$$\sigma_1 = \frac{E_f M R_w}{E_w I_w} \quad (5)$$

となる。ここで、 E_w 、 I_w はそれぞれガイドワイヤのヤング率、断面二次モーメントである。センサ 2 の構造はセンサ 1 に比べて変形量が大きいと見えられ、有機強誘電体の柔軟性そのものを陽に活かした構成となっている。

本研究では、Table 1 のように PVDF を想定したパラメータ [4] を使用した。ただし、前述の VDF オリゴマーでも近いオーダの物性値をとるものと考えられる。また、VDF オリゴマーを用いた我々のこれまでの実験 [8] では、0.1, 0.25, 0.5 [mm] 角（すなわち、電極面積はそれぞれ 0.01, 0.0625, 0.25 [mm²]）で実験を行ったので、作製可能なサイズである。

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。本研究では、従来の解析モデル

Fig. 2 Simulation model (initial position)

に、摩擦円すいを追加し、ワイヤの引き動作や血管モデルのパラメータの部分的な変更をできるようになど、いくつか修正した。従来と同じ部分については簡略化して記述するので、詳細は文献 [9] [10] 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：両端で $l/2$ 、それ以外で l ($l = 2.5$ [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。すなわち、ガイドワイヤ先端 40 [mm] の部分を計算に用いた。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。ただし、重力・血流の影響は無視した。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（外径 $2R_w = 0.34$ [mm]、密度 $\rho = 5.3$ [g/cm³]、ヤング率 $E_w = 22$ [GPa]）を実測したものを用いた。ただし、ガイドワイヤの先端には 45° 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 α_i (i はガイドワイヤモデルの節点番号) を用いて、

$$M = \frac{E_w I_w \alpha_i}{l} + D_w \dot{\alpha}_i \quad (6)$$

で近似化しているが ($D_w (= 0.005$ [N·m·s/rad]) は関節の粘性係数)、弾性の寄与のみを考え、右辺第二項を無視し、式 (1) (5) より、以下の式でセンサ 2 の出力電流 I_2 を算出した。

$$I_2 = A d_{31} \frac{E_f R_w}{l} \frac{d\alpha_{n-1}}{dt} \quad (7)$$

ただし、 α_{n-1} は、センサ 2 を貼り付けたガイドワイヤモデルの最も先端に近い関節の屈曲角度である。

血管は内径 ($2R_v = 4$ [mm]、動脈脈を想定) 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球を設定し、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、接線方向に摩擦抵抗を持つモデルとし、中心線は変位しないと仮定した。

ガイドワイヤは、細いワイヤであるので、各節点は 1 点で接触するとし、各接触点で受けるモーメントは無視した。ガイド

Fig. 3 Calculation of contact force

ワイヤと血管との接触力 (F_i) 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 (p_i) と、最も近くにある血管モデルの中心点 (s_k) を算出し、ガイドワイヤモデルの各節点が血管を押し込んだ方向ベクトル (l_i) を以下の式で求めた。

$$l_i = p_i - s_k \quad (8)$$

ただし、Fig. 3 に示すように l_i は血管の中心線に垂直なベクトルである。その後、 $|l_i|$ をガイドワイヤと血管間のクリアランスと比較し、ガイドワイヤが血管を押し込んだ量に応じて接触力を算出した。 F_i は血管の中心線に垂直な方向に働く接触力 (f_{ni})、血管の中心線に接する方向の摩擦力 (f_{ti})、血管円形断面の円周方向の摩擦力 (f_{ri}) の3方向に分解できる。そのうち f_{ni} を定数 K_v を用いて以下の式で表した。

$$f_{ni} = -K_v(|l_i| + R_w - R_v)^{3/2} \frac{l_i}{|l_i|} \quad (9)$$

本研究では、血管切片を用いた摩擦実験[15]の結果を用いて、球と平面のヘルツ接触理論の式（荷重は押込み量の $3/2$ 乗に比例）に基づいて、 $K_v = 32 \text{ [N/mm}^{3/2}]$ とした。ただし、カテーテルに挿入されている部分については、カテーテルとの間で接触判定を行い、 $K_v = 20,000 \text{ [N/mm}^{3/2}]$ とした。

その後、血管と接触が生じている場合、摩擦円すい（静摩擦係数 $\mu_s : 0.08$ 、動摩擦係数 $\mu_d : 0.04$ [15] [16]）を定義し、接触が生じている節点の速度 v_i の向きに応じて、(f_{ti}) を定義した (Fig. 3)。すなわち、静止摩擦状態の場合（底面の半径が $|\mu_s f_{ni}|$ 、高さ $|f_{ni}|$ の円すい内に v_i が向く場合）、ガイドワイヤへかかる摩擦力 f_{ti} は、血管の接線方向単位ベクトル u_{ti} を用いて、

$$f_{ti} = -|\tan \beta| |f_{ni}| \text{sat}(u_{ti} \cdot v_i \times 10^6) u_{ti} \quad (10)$$

とした。ただし、 β は、 v_i と l_i のなす角である。Fig. 3 に示す場合のように、このとき血管から受ける反力（本式の f_{ti} と f_{ni} の和）は v_i と逆向きにあり、すべりは生じない。また、 $\text{sat}(x)$ は以下に示す飽和関数である。

$$\text{sat}(x) = \begin{cases} 1 & (x > 1) \\ x & (|x| \leq 1) \\ -1 & (x < -1) \end{cases} \quad (11)$$

Fig. 4 Motion of proximal part of guidewire model

ここで符号関数ではなく、飽和関数を用いたのは、節点の速度が小さく速度の向きが変化する場合などに計算が不安定にならないようにするためである。また、動摩擦状態の場合、摩擦力 f_{ti} は、

$$f_{ti} = -\mu_d |f_{ni}| \text{sat}(u_{ti} \cdot v_i \times 10^6) u_{ti} \quad (12)$$

とした。さらに血管円形断面の円周方向についても同様に求め、最後に足し合わせ、 F_i とした。

2.3 解析手順

本研究では、病変部を想定して、血管の物性 (K_v , μ_d) 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 $\rightarrow y = 4 \sim 6$ に中心がある血管部位の μ_d を 0.08 へ
- Case 2 $\rightarrow y = 2 \sim 4$ に中心がある血管部位の μ_d を 0.08 へ
- Case 3 $\rightarrow y = 6 \sim 9$ に中心がある血管部位の μ_d を 0.08 へ
- Case 4 $\rightarrow y = 4 \sim 6$ に中心がある血管部位の K_v を $16 \text{ [N/mm}^{3/2}]$ へ

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 [17]、 K_v が大きくなる可能性も考えられるが、その場合は、本研究結果と逆の傾向が出ると考えられる。

このような血管内で病変部の触診をするように、ガイドワイヤモデルの根元の節点を Fig. 4 に示す速度で $+x$ 方向に押し／引きした。また、実際は本研究よりもさらにガイドワイヤの先端から離れた体外から、ガイドワイヤをねじることになるが、この結果の差はオフセットとして加えればよいと考えられる。

以上の条件をもとに、運動方程式を可変次数の数値微分公式 (NDF) を用いて解析した。すなわち、微小時間ステップごとに個々のセグメントの接触力とそれに起因するモーメントのそれぞれの和を求め、逐次的に解くことでリンクの挙動を計算した。ただし、時間ステップは可変であり、各時間ステップにおける相対誤差が許容値 (10^{-3}) 以内になるように細かくした。また、各時間ステップ間でモデル間に接触が起きた場合は、その間で内挿ステップをとった。なお、ソフト開発にはサイバネットシステム社製 MATLAB/Simlink を使用した。

3. 結 果

3.1 ガイドワイヤ先端の軌跡および接触力

ガイドワイヤ先端の接点の軌跡を Fig. 5 に示す。ただし、式 (9) はガイドワイヤの半径 R_w を考慮しているため、Fig. 5 でガイドワイヤが血管に接していないように見えるが、先端の接点の

Fig. 5 Trajectory of guidewire tip

Fig. 6 Close-up view of trajectory of guidewire tip (basic condition). The radius of the circles corresponds to R_w

位置を中心に R_w に等しい半径の球をいくつか描くと (Fig. 6), ガイドワイヤ先端 (すなわちセンサ 1) と血管内壁が接触していることが分かる。また、図中、各条件において物性を变化させた部分を二点鎖線で区切って図示してある。Fig. 5 に示すように、先端の軌跡はどの条件でもほとんど変わらなかった。

また、ガイドワイヤ先端の $|\mathbf{F}|$ および $|\mathbf{F}|\cos\theta$ の経時変化を Fig. 7 に示す。式 (2) に示すように、センサ 1 の出力は $d(|\mathbf{F}|\cos\theta)/dt$ に比例する。先端は最初接触していない状態にあるが、根元を押していくと、 $t = 1.6$ [s] 付近から接触が生じ始めた (Fig. 8 (a))。その後、根元の接点も血管に接触し、ガイドワイヤ全体が血管の屈曲に沿うにつれて先端は接触しない状態になった (Fig. 8 (b))。その後、Fig. 4 に示すように $t = 5.5$ [s] からワイヤの根元が逆方向に動き始めると、先端もすぐに逆方向に動き始め、再度接触が始まった。ただし、引き動作では不安定な挙動を示し、反力にパルス的な挙動も見られた。Fig. 4 は $t = 5.5$ [s] を軸として対称であるので、手元の位置もこの時間に関して対称になるが、反力のグラフは異なる傾向を示した。すなわち、ワイヤの根元の位置が同じでも、同じ位置で接触が生じておらず、引き動作の方が不安定な状態で接触していると考えられる。また、接触する角度は変化するものの挙動としては、 $|\mathbf{F}|$ と $|\mathbf{F}|\cos\theta$ で大きく変わらず、どちらも細かい振動が見られた。また、このスケールで挙動を比較しても、どの条件でも結果はあまり変わらなかった。

今回、Fig. 8 のようにガイドワイヤ先端と血管の接触角度は小さかったが、接触角度が大きい場合、センサと血管壁の間ですべりが生じにくく、血管を突き破る可能性も大きいので、小さい角度で接触させた方がよい。一方、谷本ら [11] のセンサでは、対象物との接触角度が 45° 以下になると、出力が小さくなっていったが、「触診」の用途では、接触角度が小さい場合に安定して出力を得られることが必要である。

(a) $|\mathbf{F}|$ (b) $|\mathbf{F}|\cos\theta$

Fig. 7 Transition of contact force at guidewire tip

(a) $t = 2.4$ [s](b) $t = 5$ [s]

Fig. 8 Appearance of guidewire after insertion

Fig. 9 Close-up view of transition of contact force at guidewire tip. When $t = 2.1$ in cases 1, 4, the parameters of the blood vessel contacted with the guidewire tip changed

Fig. 7 (a) を拡大したものを Fig. 9 に示す。Case 1 では、 $t = 2.08$ [s] で接触している血管の μ_d が 0.04 から 0.08 になっている。このとき、実線矢印で示したように接触力が大きくなっ

(a) Output from sensor 1

(b) Output from sensor 2

Fig. 10 Comparison of sensor output between basic condition and case 1

た. これは摩擦抵抗が大きくなったためであると考えられる. 式 (12) のように接線方向の力は, 垂直方向の力 f_{ni} に摩擦係数をかけたものなので, Case 1 で, 摩擦係数が 0.04 から 0.08 に変化した場合, f_{ni} の 4% の大きさ程度変化すると考えられる. 接触力としては, それらの合力であり, Fig. 9 における同程度の変化は, 妥当であると考えられる. また, 点線矢印で示したように Case 4 では, 血管の弾性が小さくなることによって接触力が小さくなった.

3.2 センサの出力

Case 1, 4 における Fig. 9 と同じ時間でのセンサ 1, 4 の出力を **Fig. 10, 11** に示す. どちらの場合もセンサ 2 において, 矢印で示したように出力の変化が見られた. また, 本センサは応力の微分を検知するため, 反力が一定になってから ($t = 2.6$ [s] 以降) 徐々に出力が低下していった. 一方, センサ 1 においては, 基本条件と異なるもののばらつきが大きく, 差が判別しにくかった. ばらつきが大きい原因としては, 式 (9) で定義した血管の反力が粘性を含まないことが考えられる. 粘性を含まないため, ガイドワイヤが接触した際, ガイドワイヤモデルの関節の粘性項により減衰し, 接触状態が安定するまで, Fig. 7 に示すように接触力が振動する挙動を示すと考えられる. センサ 1 は式 (2) に示すように, $d(|\mathbf{F}|\cos\theta)/dt$ に比例するので, $|\mathbf{F}|\cos\theta$ が振動すると, ばらつきが大きくなる. 一方, センサ 2 は, 式 (7) に示すように $d\alpha_{n-1}/dt$ に比例するが, α_{n-1} の変化は, 式 (6) に示すように粘性の影響を受ける. α_{n-1} の経時変化を **Fig. 12** に示す. ガイドワイヤの曲げモーメント M は先端に受けた接触力によって生じるため, M は接触力と同じ挙動を取るため, M によって生じた α_{n-1} も Fig. 7 (b) に示す

(a) Output from sensor 1

(b) Output from sensor 2

Fig. 11 Comparison of sensor output between basic condition and case 4 **Fig. 12** Transition of α_{n-1}

$|\mathbf{F}|\cos\theta$ と同様の経時変化を示す. しかし, 式 (6) に示す粘性項により, α_{n-1} が細かく振動する挙動は見られなかった. その結果, センサ 1 に比べて, センサ 2 のばらつきは小さかったと考えられる. 実際の血管は反力にも粘性を含むので, 実際のセンサは, 絶対値は大小するものの, 今回のセンサ 1, 2 の中間のような挙動を示すのではないかと考えられる.

同様に Case 2, 3 についても, センサ 1, 2 の出力を **Fig. 13, 14** に示す. Case 1, 4 と同様に, 特にセンサ 2 で出力に変化が見られた. 以上のように, 血管の摩擦係数や弾性を变化させた部位付近で出力に変化が見られた. 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. 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, 今後再現性よく接触できるようにアクチュエータを追加することや, 差の出しやすいデータの処理方法を検討していく必要がある.

(a) Output from sensor 1

(b) Output from sensor 2

Fig. 13 Comparison of sensor output between basic condition and case 2

(a) Output from sensor 1

(b) Output from sensor 2

Fig. 14 Comparison of sensor output between basic condition and case 3

また、Case 1 について、横軸をガイドワイヤ先端の y 座標としたセンサ 1, 2 の出力を **Fig. 15** に示す。Fig. 10~14 と同様に二つの出力の大きさを比較すると、センサ 1 のほうが大き

Fig. 15 Output from sensor (case 1) **Fig. 16** Difference of sensor output between basic condition and case 1. The electrode areas A of sensor 2 are changed from $0.09 [\text{mm}^2]$ to $1.75 [\text{mm}^2]$

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、背面の柔軟性を変えると、大きくすることができる。また、VDF オリゴマーを用いた以前の実験では、電流入力プリアンプ（ゲイン： $10^8 [\text{V/A}]$ ）を使用して、数 mV の振幅のノイズが観察された [8]。すなわち、数十 pA の振幅のノイズが生じる可能性があるので、センサ 2 の出力は小さすぎると考えられ、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る。センサ 2 の電極面積を大きくしたときの基本条件と Case 1 の出力の違いを **Fig. 16** に示す。ただし、文献 [8] で実験時に得られた電源ノイズの振幅の大きさを同じグラフにプロットしている。このように PVDF を想定し、電源ノイズに比べて差を大きくしようとする、電極を非常に大きくする必要がある。ただし、 $P(\text{VDF}/\text{TrFE})$ の d_{33} の値は PVDF と同程度 ($38 [\text{pC/N}]$) [18] で、VDF オリゴマーの圧電定数は、 $P(\text{VDF}/\text{TrFE})$ の 2.4 倍であったため [8]、VDF オリゴマーだと電極を小さくすることができる。カテーテル型センサのようにサイズに制限がある場合、VDF オリゴマーの圧電定数が大きいことは大きな利点である。同様に、血管の物性が変化した部分でのセンサ 2 の出力の平均値と、同じ時間の基本条件の出力の平均値とで差を取ったものを **Fig. 17** に示す。他の条件も Case 1 と同程度の変化が見られ、同様に電極を大きくする必要があると考えられる。

一方、式 (5) と同様に、 σ_1 によって生じるひずみ ε_1 は、

$$\varepsilon_1 = \frac{R_w}{R} = \frac{MR_w}{E_w I_w} \quad (13)$$

であり、式 (6) の第 1 項を代入すると、ひずみは以下の式で表せる。

Fig. 17 Difference of sensor output from basic condition. The output from sensor 2 are averaged when the parameters of the blood vessel contacted with the guidewire tip are different from basic condition

Fig. 18 Transition of strain of sensor 2

$$\varepsilon_1 = \frac{R_w \alpha_{n-1}}{l} \quad (14)$$

本式より、センサ2の位置でのひずみの経時変化を**Fig. 18**に示す。本研究でのひずみは1%以下であった。ただし、**Fig. 2**に示す半径4[mm]の曲率でワイヤが曲げられた場合、ワイヤ表面のひずみは、式(13)より $0.17/4 = 0.0425$ と見積もれ、数%以上ひずむ可能性もある。一般用の箔ひずみゲージの場合、ひずみの限界が5%程度であるので[19]、破損する恐れがある。藤本ら[6]が柔軟体に埋め込む材料として、ひずみゲージではなくPVDFを選択したように、今回の用途のような大変形が生じる場合、ひずみゲージよりも柔軟な有機強誘電体が有用であると考えられる。

4. 考 察

4.1 解析モデルの精度向上

本研究では、関節の粘性係数 D_w として、測定値ではなく、従来の研究[9][10]と同じ値を用いた。しかし、実際に妥当かどうかは判断できなかった。Case 1について、 D_w の大きさを0.2, 0.02倍(すなわち、 $D_w = 0.001, 0.0001$ [N·m·s/rad])した検討も行った。ガイドワイヤ先端の軌跡を**Fig. 19**に示す。**Fig. 5**と同様に D_w が大きい場合、根元の引き動作でガイドワイヤ先端が徐々にまっすぐになると、粘性によって戻るのに時間がかかり、血管から離れる挙動が見られた。しかし、 D_w を小さくした二つの条件では、血管に沿って戻った。また、ガイドワイヤ先端の接触力の大きさの経時変化を**Fig. 20**に示す。 D_w が小さくなることにより、ガイドワイヤが曲げやすくな

Fig. 19 Trajectory of guidewire tip (case 1)

Fig. 20 Transition of contact force at guidewire tip (case 1)

Fig. 21 Output from sensor (case 1, $D_w = 0.001$ [N·m·s/rad])

Fig. 22 Output from sensor (case 1, $D_w = 0.0001$ [N·m·s/rad])

て、接触力が低下した。さらに、センサ1, 2の出力を**Fig. 21**, **22**に示す。センサ2の出力のばらつきが多くなった。センサ2の出力は、式(7)に示すように $d\alpha_{n-1}/dt$ に依存するが、関節の粘性を下げることによって、**Fig. 23**に α_{n-1} の経時変化を示すように $d\alpha_{n-1}/dt$ のばらつきが大きくなったため、セン

Fig. 23 Transition of α_{n-1}

サ2の出力のばらつきも大きくなったと考えられる。これらの値については、数値解析に随時反映させながら、試作品を作製し実験していくことが必要である。

さらに、今回のセンサ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、対象物の表面粗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。

一方、本研究で用いた血管モデルは、前述のように反力として、弾性のみで粘性を考慮しなかった。また、血管の中心線は変位しないものとした（実際は周囲組織によって係留されている）。今後、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。また、血管は、実際に動脈硬化などで表面がざらざらすることはあるが、本研究で用いたような摩擦係数の値かどうかは分からない。一方、田中ら[1]は、対象物表面の凹凸をPVDFフィルムで検出した。また、金子らの触角センサ[20][21]は、対象物の段差を検出した。本研究では、対象物の特性として、摩擦係数を変化させたが、今後、対象物の特性によっては、摩擦係数ではなく、表面粗さを変化させたほうがよいと考えられる。

以上のような解析モデルの精度向上を図るには、実験が不可欠である。実際に同じサイズのセンサを試作し、実験することが最も有効であるが、作製は非常に難しい。そのため、まず、今回想定したものより大きい試作品を作製し、検討することが必要である。さらに、永野ら[22]は脳動脈瘤のコイル塞栓術を対象に、医師がワイヤ操作の際に加えている手元の挿入力を検出するセンサを提案していたが、同様に第一段階として、手元の力と実際の計算結果を反映させ、解析モデルの妥当性を検討していくことが非常に有効な手段である。

4.2 センサの改良

今回の研究のようにセンサに動きを加えて計測する場合の系のダイナミクスの影響について考察する。センサに動きを加えた場合、系の振動が考えられるが、実際に振動を与える場合と、今回の研究のように一方向に動かす場合の二種類が考えられる。前者として、例えば、田中ら[2]は、駆動部先端にセンサを取り付け、対象物を一定振幅正弦波変位で押している。また、新井ら[23]は振動型のマイクロピペット操作のための振動型センサ

Fig. 24 Natural vibration frequency

として、PZTで振動させ、センサで共振周波数の変化を検知し、接触判定をしている。一方、後者として、金子ら[20][21]は、一定速度で動かしたセンサが段差を通過したときの振動を段差高さの推定に利用している。また、本研究の段階でも振動は先端の摩擦力とワイヤの曲げ変形による自励振動が起こりうる。将来的に振動を与えることもあり得るが、いずれの場合も、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であると考えられる。細長い棒（断面積： A_w 、長さ： L ）が横振動するときの不減衰固有振動数は以下の式で表せられる[24]。

$$f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{E_w I_w}{\rho A_w}} \left(\frac{m_i}{L} \right)^2 \quad (15)$$

また、 m_i は境界条件によって決められる定数で、棒の一端を固定し、他端を自由にしておく場合、 $m_1 = 1.88$ 、 $m_2 = 4.69$ 、 $m_3 = 7.85$ となる。本研究で用いたガイドワイヤの物性を用いて不減衰固有振動数を算出したものをFig. 24に示す。本図のように固定する部位（ガイドワイヤなら親カテーテル）によって、固有振動数が大きく変化することが分かる。さらに、ワイヤの根元が血管の屈曲によって拘束される場合も考えられる。共振はこの不減衰固有振動数に近い周波数で発生すると考えられるので、実際に使用する場合には、振動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。一方、VDFオリゴマーを用いた実験[8]において電源ノイズが大きかったので、電源ノイズの周波数に比べて減衰固有振動数を十分大きくすることが必要である。

5. ま と め

本研究では、有機強誘電体を用いたカテーテル型触覚センサによって、生体内の触診を行うための基礎検討を行った。すなわち、有機強誘電体の圧電応答部を先端と側面の二種類の形でガイドワイヤに貼り付けたときの出力を数値解析によって検討した。病変部を想定して、血管の物性を基本条件から部分的に変化させて（摩擦係数を2倍や弾性を1/2）、センサの出力に対する影響を検討した。本研究の成果を以下にまとめる。

- (1) 血管の摩擦係数を大きくした部分でセンサ出力が大きくなった。また、血管の弾性が小さくなった部分では、センサの出力が小さくなった。
- (2) 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。すなわち、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が示唆された。

- (3) 圧電応答部をガイドワイヤの先端に貼り付けた場合よりも側面に貼り付けたほうがセンサの出力が安定した。ただし、今回得られたセンサ出力の変化は小さかったので、PVDFを想定した場合、予想されるノイズと比較して、 $1.75 [\text{mm}^2]$ 程度まで電極面積を大きくする必要があった。

謝 辞 本研究の一部は鳥津科学技術振興財団助成金および平成22年度科学研究費補助金若手研究(B)(22700485)によって行った。

参 考 文 献

- [1] 田中真美: “皮膚性計測用触覚センサ”, トライボロジスト, vol.48, no.7, pp.536-540, 2003.
- [2] 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.
- [3] 田中由浩, 田中真美, 長南征二: “手触り感計測用センサシステムを用いた触覚感性計測”, 日本機械学会論文集 C 編, vol.73, no.727, pp.817-824, 2007.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] 藤本勲, 山田陽滋, 前野隆司, 森園哲也, 梅谷陽二: “PVDF フィルムを用いたヒトの指に学ぶ静摩擦覚を有するフィンガスキンの開発”, 日本ロボット学会誌, vol.22, no.6, pp.806-814, 2004.
- [7] 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.
- [8] 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.26, no.6, pp.711-717, 2008.
- [9] 高嶋一登, 大田慎三, 太田信, 葭仲潔, 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.
- [10] 高嶋一登, 大田慎三, 太田信, 葭仲潔, 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.
- [11] 谷本充隆, 新井史人, 福田敏男, 岩田仁, 糸魚川貢一, 後藤泰宏, 橋本匡史, 根来真: “低侵襲治療のためのマイクロ力覚センサに関する研究”, 日本機械学会論文集 C 編, vol.64, no.620, pp.1266-1271, 1998.
- [12] M.E.H. Eltaib and J.R. Hewit: “Tactile sensing technology for minimal access surgery-a review,” Mechatronics, vol.13, pp.1163-1177, 2003.
- [13] 高梨宏之, 木脇聡志, 田中真美, 嵯峨宣彦, 棚橋善克, 長南征二: “カテーテル先端装着型 3 次元抗カセンサの開発”, 日本 AEM 学会誌, vol.16, no.2, pp.150-155, 2008.
- [14] 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.
- [15] K. Takashima, R. Shimomura, T. Kitou, H. Terada, K. Yoshinaka and K. Ikeuchi: “Contact and friction between catheter and blood vessel,” Tribology International, vol.40, pp.319-328, 2007.
- [16] R.A. Caldwell, J.E. Woodell, S.P. Ho, S.W. Shalaby, T. Boland, E.M. Langan and M. LaBerge: “In vitro evaluation of phosphorylated low-density polyethylene for vascular applications,” Journal of Biomedical Materials Research, vol.62, pp.514-524, 2002.
- [17] 林紘三郎: バイオメカニクス. コロナ社, 2000.
- [18] K. Omote, H. Ohigashi and K. Koga: “Temperature dependence of elastic, dielectric, and piezoelectric properties of “single crystalline” films of vinylidene fluoride trifluoroethylene copolymer,” J. Appl. Phys., vol.81, no.6, pp.2760-2769, 1997.
- [19] 高橋寛, 河井正安: ひずみゲージによるひずみ測定入門. 大成社, 1997.
- [20] 金子真, 別所良治, 辻敏夫: “Tracing 型人工能動触角”, 日本ロボット学会誌, vol.18, no.8, pp.1173-1179, 2000.
- [21] 金子真, 佐嶋俊彦, 辻敏夫: “振動数識別型複数触覚センサ”, 日本機械学会論文集 C 編, vol.69, no.678, pp.416-422, 2003.
- [22] 永野佳孝, 佐野明人, 坂口正道, 藤本英雄: “極細かつ長尺の線状体用カセンサの開発—脳動脈瘤コイル塞栓術への適用—”, 計測自動制御学会論文集, vol.44, no.3, pp.278-284, 2008.
- [23] 新井史人, 元尾幸平, 福田敏男, 桂樹徹: “マイクロピペット操作のための高感度マイクロ触覚センサ”, 日本機械学会論文集 C 編, vol.70, no.699, pp.3199-3205, 2004.
- [24] 有山正孝: 振動・波動. 裳華房, 1970.

高嶋一登 (Kazuto Takashima)

1999 年京都大学大学院工学研究科博士前期課程修了。1999 年～2003 年, 松下電器産業株式会社勤務。2006 年京都大学大学院工学研究科博士後期課程修了。同年 4 月より理化学研究所・生物型感覚統合センサー研究チーム, 2008 年 4 月より同研究所・ロボット感覚情報研究チームの研究員。2010 年 8 月より九州工業大学大学院生命体工学研究科准教授となり, 現在に至る。触覚センサ, 手術シミュレータや介護・手術支援ロボットに関する研究に従事。博士 (工学)。(日本ロボット学会正会員)

向井利春 (Toshiharu Mukai)

1995 年東京大学大学院工学系研究科計数工学専攻博士課程修了。同年 4 月理化学研究所研究員。2000 年より Laboratoire de Neurobiologie (フランス)にてポスドク。2001 年より理化学研究所・生物型感覚統合センサー研究チーム, 2007 年より同研究所・ロボット感覚情報研究チームのチームリーダーとなり現在に至る。生体情報処理の工学的応用, センサ情報処理, ロボティクスなどの研究に従事。博士 (工学)。(日本ロボット学会正会員)

竹中 慎 (Makoto Takenaka)

2004 年京都大学大学院工学研究科修士課程修了。同年ダイハツ工業株式会社入社。2007 年 4 月より香川県産業技術センター・システム技術部門の研究員となり, 現在に至る。医療用, 農業用のセンサシステムに関する研究に従事。(日本ロボット学会正会員)