C113 有機強誘電体を用いたカテーテル型触覚センサの改良

Improvement of catheter tactile sensor composed of organic ferroelectrics

正 ○黒田 大介 (九工大) 正 高嶋 一登 (九工大, 理研)
竹中 慎 (香川産技セ, 九工大) 正 向井 利春 (理研)
堀江 聡 (神戸大) 石田 謙司 (神戸大)

Daisuke KURODA, Kyushu Institute of Technology, 2-4 Hibikino, Wakamatsu, Kitakyushu
Kazuto TAKASHIMA, Kyushu Institute of Technology
Makoto TAKENAKA, Kagawa Prefectural Industrial Technology Center
Toshiharu MUKAI, RIKEN
Satoshi HORIE, Kobe University
Kenji ISHIDA, Kobe University

Key words : Tactile Sensor, Organic Ferroelectrics, PVDF Film, Palpation, Piezoresponse, Catheter

1. 緒言

近年, 脳梗塞や動脈瘤, 狭心症などの血管内治療においては, カテーテルやガイドワイヤを用いることで患部の切開を最小限に抑える低侵襲手術が普及している。しかし, これらの機器を屈曲した管内の深部まで挿入することは非常に難しく, 術者に高度な技術と熟練が要求される。こういった背景から, 血管壁との接触力測定による手術の操作性・安全性の向上や, 生体組織表面の剛性測定による病変部の検出などに応用可能な触覚センサの開発が望まれている。

そこで, 我々はポリフッ化ビニリデン (PVDF) や VDF オリゴマーなどの有機強誘電体を用いたカテーテル型触覚センサを試作している^{(1)~(3)}。これらの有機強誘電体は CH_2CF_2 を繰り返し構造として持ち, 高分子材料ならではの特性として以下に示す利点がある。

- (1) 軽量かつ柔軟である。
- (2) 圧電定数大きい。
- (3) 共振が鋭くなく広範囲の周波数に応答する。
- (4) 鉛を含有しない。
- (5) 加わった応力の絶対値ではなく, 微分値を出力する。

これまでの研究⁽¹⁾において, PVDF フィルムを一枚用いたカテーテル型触覚センサを試作し, センサ先端に錘を落下させる実験や実体血管モデルへの挿入実験を行った。これらの実験により, 錘の力積の増加に伴うセンサ出力の増加や, 血管形状に対応したセンサの出力が得られることが確認できた。しかし, センサの感度が高い力の方向が一方に限定されるなどの課題もあった。そこで, 本研究では PVDF フィルムを二枚用いた, 二方向の力に対しても安定した出力値が得られるカテーテル型触覚センサを試作し, 錘の落下実験により試作品の出力特性の評価を行った。

2. 実験

2.1 PVDF を用いた触覚センサの試作

本研究で試作した触覚センサの外観を Fig.1 に, 試作手順を Fig.2 に示す。まず, 母体となるシリコンゴム (信越化学工業, KE-106) を自作した型により試作し, シリコンゴム上にプラスチックフィルム (厚み: 0.22 mm), PVDF フィルム (クレハ製, K0711-40AS-L20, 厚み: 40 μm (2枚重ね), 電極面積: 48 mm^2) を弾性接着剤により接着した (Fig.2 (a))。また, フィルム電極は導電性接着剤を用いてシールド付可動信号ケーブル (外径: 5.2 mm) に接続した。次に, Fig.2 (a) で作製したものを 90° 回転させて型にはめこみ, もう一枚の PVDF フィルムを貼り付けるシリコンゴム母体を作製し

た (Fig.2 (b))。次に, 二方向の力を検出するためにもう一枚の PVDF フィルムをフィルムどうしが直交するように貼り付けた (Fig.2 (c))。最後に PVDF フィルム, シールド付可動信号ケーブルをシリコンゴムでカバーし完成となる (Fig.2 (d))。この時ケーブルのもう一端は BNC 端子を接続し, 電流電圧変換アンプ (10^8 V/A) を経てオシロスコープに接続した。センサ出力はセンサ先端が曲げられ, センサ中立面に対して PVDF フィルムが伸長されることで得られる。また, センサの出力電流は加わった応力 (またはひずみ) の微分に比例する。

Fig.1 Prototype of catheter tactile sensor

Fig.2 Fabrication process of catheter tactile sensor

2.2 錘を用いた実験

試作した触覚センサの根元を治具で固定し, 片持ち梁状の触覚センサの先端に錘 (0.89 g) を自由落下させ, 錘がセンサ先端に接触した際の出力値を測定した。一方, センサ先端の変位はレーザ変位計により測定した。錘は初期高さ 5 mm

から 25 mm の高さまで 5 mm 刻みで変化させ、各高さにおいて 5 回ずつ実験を行った。また、錘は Fig.2 (d) に示す I, II の二方向から落下させ、出力値の評価を行った。

3. 結果及び考察

3.1 周波数解析

今回の実験によって得られたセンサ先端の変位の周波数解析結果を Fig.3 に、センサ出力値の周波数解析結果を Fig.4 に示す。なお Fig.3, Fig.4 は共に 5 mm の高さの錘を Fig.2(d) の I 方向から落下させた際の周波数解析結果を示している。Fig.3, Fig.4 から、錘の落下によって 20 Hz 以下の周波数でセンサの先端が変形し、さらに同様の周波数で出力値が得られていることがわかる。また Fig.4 より、60 Hz や 180 Hz 付近の周波数域でもピークを示すことが確認できた。この 60 Hz 付近のピークは電源ノイズによるものであり、180 Hz 付近のピークは錘の接触によりセンサに生じた不規則な縦振動によるものと考えられる。以上のことから、今回の実験によって得られた出力値について 20 Hz のローパスフィルタを行い、錘の力積とローパスフィルタ後の振幅値の関係を評価した。

Fig.3 Frequency analysis result of displacement

Fig.4 Frequency analysis of the output (PVDF film No.1)

3.2 ローパスフィルタ結果

今回の実験によって得られた出力値について、20 Hz のローパスフィルタを行った際の出力例を Fig.5 に示す。なお Fig.5 は 5 mm の高さの錘を Fig.2 (d) の I 方向から落下させた際の結果を示している。また、それぞれの錘の落下方向 (Fig.2 (d) I, II) における錘の力積と最大振幅値との関係を Fig.6 に示す。この時の最大振幅値とは、各錘高さにおける 5 回分の最大振幅値 (Fig.5 中矢印①) の平均としている。Fig.5 より、錘が最小高さであっても、センサの振動に対応した出力値が得られていることが確認できた。Fig.6 より、錘の力積の増加に伴う最大振幅値の増加が確認できた。また PVDF フィルム面の伸長方向の違いにより最大振幅値

には差が生じ、錘の力積が同じであっても、PVDF フィルムが大きく曲げられる場合の方が最大振幅値は大きくなることが確認できた。一方で、PVDF film No.1-II の場合のみ、最大振幅値の増加が確認できなかった。これは、PVDF フィルム面に対して錘の接触方向が不規則であったため、PVDF フィルム面の伸長方向もまた不規則であったためだと考えられる。

Fig.5 Example of filtered sensor signal (PVDF film No.1)

Fig.6 Relationship between maximum sensor output and impulse of weight

4. 結言

本研究では、PVDF フィルムを二枚用いた柔軟なカテーテル型触覚センサを試作し、錘の落下実験により二方向の力を測定できることが確認できた。今後はさらに多方向の力に対しても安定した出力値が得られるセンサの開発や、他の有機強誘電体である P(VDF/TrFE) や VDF オリゴマーを用いてセンサの小型化を図る必要がある。また、実体血管モデルへの挿入実験等を行い、表面形状とセンサ出力値の関係についての評価を行いたい。

謝辞

本研究は競輪の補助 (26-126) を受けて実施しました。

参考文献

- (1) 黒田大介, 高嶋一登, 竹中慎, 向井利春, 堀江聡, 石田謙司, 上田裕清, “有機強誘電体を用いたカテーテル型触覚センサの試作”, 第 26 回バイオエンジニアリング講演会講演論文集, pp.55~56
- (2) 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 (2008), pp.711~717
- (3) 高嶋一登, 竹中慎, 向井利春, “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”, 日本ロボット学会誌, Vol.30, No.2 (2012), pp.195~204