

接触安全評価を目的とした軟組織内部のせん断ひずみ分布可視化システムの開発

Development of a sensor system to observe shear strain field in soft material for contact safety evaluation

○学 李 豊羽 (名古屋大) 正 秋山 靖博 (名古屋大)
正 山田 陽滋 (名古屋大) 正 岡本 正吾 (名古屋大)

Fengyu LI, Nagoya University, li.fengyu@k.mbox.nagoya-u.ac.jp
Yasuhiro AKIYAMA, Nagoya University
Yoji YAMADA, Nagoya University
Shogo OKAMOTO, Nagoya University

The measurement of internal stress and strain distribution inside the soft material, which is demanded in the field of skin contact safety, are hard to be obtained nor estimated using conventional interactive force sensors except for limited situations. In this study, a shear strain sensor system based on the distributed built-in piezoelectric Polyvinylidene Fluoride (PVDF) polymer films is developed for measuring the shear strain field inside soft material and evaluated. The sensing principle is modelled by relating the local shear strain of substrate and the charge generation induced by piezoelectricity in the in-plane mode. The validity of this sensor system was tested by measuring the three-dimensional shear strain distribution of an artificial human tissue under simple shear deformation. An applicable consistency calibration method is also considered for this kind of multi-sensor system. The detected shear strain distributions by this sensor system show a good agreement with the numerical simulation of the substrate. The proposed sensor system using distributed built-in PVDF films is confirmed to sensitively detect the distribution of the shear strain inside soft material.

Key Words: Shear strain, Soft material, Contact safety, Piezoelectric sensor

1. 緒言

柔軟素材は日常生活や幅広い技術的应用において重要な役割を果たしている。そうした素材は、粘弾性、可塑性などの機械的特性を有し、負荷が与えられた場合の材料内部の変形および応力の分布が複雑になる。応力とひずみの成分のうち、より複雑なのはせん断方向成分である [1]。また、異方性材料や多層構造を有するの素材の内部応力分布を推定することはさらに困難である。

柔軟材料の中で私たちに最も近い例の 1 つは皮膚組織である。皮膚は人体に与えられる外力を吸収し、内部の重要な臓器を保護している。しかし、過度のせん断応力および摩擦力の印加により皮膚組織に損傷が発生する。また、そうしたせん断による皮膚の損傷は、皮膚表面だけでなく、皮下深部の組織でも発生する。そのため、接触安全の分野では、軟組織内部のせん断応力およびひずみの分布を観察することが求められている [2]。

世界的な高齢化の進行に伴い、車椅子または補助機器の使用ユーザーおよび長期寝たきり患者は年々増加している。このような状況では、様々な摩擦外傷が頻繁に発生しうる。例えば、アシスタントロボットの使用時、人間とロボットの間の動力伝達は、人体に密接に固定されたカフまたはベルトを介して行われる。ロボット使用中に頻繁に加えられる伝達力により、水疱や皮膚の擦過傷などの損傷が生じる可能性がある。国際規格 ISO 13482 では、パーソナルケアロボットの連続の安全要件について、皮膚とロボットの摩擦、せん断応力などの量を減らす必要があることを明確に要求している [3]。しかし、定量的要件は定められていない。そのため、せん断応力またはひずみの内部分布を定量的に測定する手法の開発により、具体的な要求安全水準を定義することが期待される。

しかし、従来の力センサは、一般的にフレーム構造とインターフェース電子機器で構成され、空間的な制限という根本的な問題を有する。Mao によるアシストロボットの使用中の皮

膚摩擦実験では、カフと皮膚の間に生じる相互作用力は、カフの表面に装備された 3 軸力センサにより、接線方向の牽引力が計算された [4]。また、Tommaso Lenzi は、薄く柔軟なシリコンバルクに埋め込まれた光電子センサをユーザーとロボットの接触面に適用し、相互作用面の圧力分布を測定した [5]。これらの計測装置は対象物体の表面に搭載され、計測対象は接触表面の物理現象に限定される。

そこで本研究では、高感度トランスデューサーとして、コンパクトで柔軟な圧電ポリマーフィルムを使用する [6]。本研究では、圧電素子であるポリビニリデン (PVDF) を用いたフィルム型センサを弾性材料に内蔵するという手法により、外部から負荷されたせん断力によって生じる素材内部のせん断ひずみ分布を計測できるセンサシステムを開発した。さらに、システムの妥当性検証のため、軟組織内部のひずみの 3 次元分布を測定する実験を行った。

2. せん断ひずみセンサ

2.1 センサシステム構造

柔軟母材内部に PVDF が用いられたフィルム状圧電素子を垂直に埋め込む構造のせん断力計測装置を考案した。そのイメージ図を Fig.1 (a)に示す。

マイクロフィルムの形で製造された PVDF 素子は、極めて薄型軽量であることから、母材の粘弾性への影響が少ない利点があり、検知素子として適していると考えられる。弾性母材表面にせん断力や変位が加わり母材が変形すると、内部に垂直に配列された PVDF フィルムもそれに応じて梁のようにたわむ。フィルムがたわむと内部の PVDF 素子に応力が発生し、圧電効果によって電荷が誘起される。出力された電荷量を計測することで、せん断力およびひずみの分布が推定可能である。センサ素子として用いる際は、電荷を検出するため薄膜状に成型した PVDF の両面に電極を蒸着し、さらに絶縁フィルムで保護したものをを用いる。

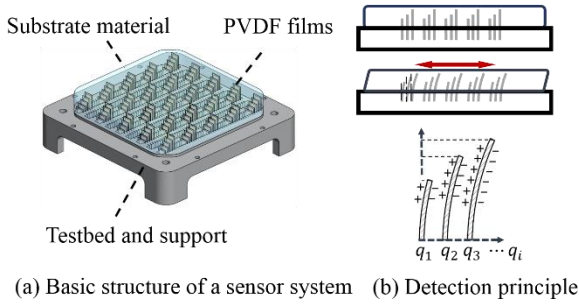


Fig. 1 Shear strain measuring device.

さらに、Fig.1 (b)に示すように、長さの違うセンサ素子を近接して平行に埋め込むことで、各素子の埋め込み深さに対応した変形および電荷を検出できる。このような素子群を水平面上に分布して配置することで、深さ方向および水平面の3次元でひずみおよび応力の分布が得られる。

PVDF フィルム変形時には電極間に電位差が生じるため、それを検出する。圧電作用により電荷をコンデンサ等に保存して電位差を計測する方法および、電位差により発生する電流を計測する方法が一般的である。

センサ素子を埋め込む母材は変形を生じるものであればよいが、塑性変形を伴わない弾性材料の方が繰り返し使用には適している。一方、母材の厚み、表面形状、弾性特性に偏りがあっても、それらが既知であれば校正によって計測が可能である。Li はこれまでに本センサシステムの機能の評価を行った [7]。

2.2 フィルム状圧電素子 PVDF による計測原理

PVDF 素子からの電荷出力と柔軟材料のせん断ひずみの関係を表す、センサシステムの物理的、電気的モデルを提示する。せん断ひずみ検出モデルは、圧電性の電気特性と梁の機械的挙動に基づいて構築される。

PVDF フィルムの曲げひずみ S_1 は、Fig. 2 に定義された座標の曲率微分方程式 (1) で表すことができる。 ρ は中立層の曲率半径で、 h_c は PVDF 中心から中立軸までの距離である。圧電効果により電荷量と S_1 の関係は式 (2) で定義されている。圧電係数 e_{31} と PVDF フィルムの幅 b_p も代入し最終的に導き出された式 (3) は、出力電荷がフィルムの自由端の勾配とフィルム構造の寸法にのみ依存することを示している。

$$S_1(x) = -\frac{h_c}{\rho(x)} = -h_c \frac{\frac{d^2 y}{dx^2}}{\left[1 + \left(\frac{dy}{dx}\right)^2\right]^{\frac{3}{2}}} \quad (1)$$

$$q = e_{31} \int_A S_1 dA \\ = -e_{31} \cdot h_c \cdot b_p \int_0^L \frac{y''}{\left[1 + (y')^2\right]^{\frac{3}{2}}} dx \quad (2)$$

$$q = -e_{31} \cdot h_c \cdot b_p \frac{y'}{\sqrt{1 + (y')^2}} \Big|_{y'(L)} \quad (3)$$

この勾配 $y'(L)$ は、母材の局所せん断ひずみ γ_{xz} に等しくなる。したがって、この検出方法はせん断ひずみのモニタリングに適している。

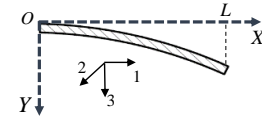


Fig. 2 Transformed PVDF in defined coordinate.

3. せん断ひずみの計測実験

3.1 実験設定

この計測システムにより母材の3次元せん断ひずみ分布を可視化する実験を行った。本実験では、せん断ひずみは接触子に対して対称に発生すると仮定し、PVDF 素子は母材の第2象限に配置した。母材内における水平、垂直方向の素子配置を Fig.3 に概略的に示した。長さの異なる PVDF 素子の間隔は 2 mm であり、1 ユニットには 3 枚の PVDF 素子が左から右へそれぞれ 8、5 および 2 mm の異なる長さで整列して母材に埋め込まれている。このユニットを、水平面上に 6×4 個の長方形状に 24 個配置した。

今回、柔軟母材にはダミー皮膚 (HITOHADAGEL, EXSEAL Co., Ltd., Japan) を用いた。PVDF 素子を垂直に保つために、樹脂製の台座に素子を垂直に挿入・固定する構造とした。信号伝達のための電気配線は台座の裏面に配置した。

PVDF は PET シートなどのフレキシブルプレートに貼り付けて使用するため、その剛性によってセンサ素子の変形挙動が決まる。そのため、事前に 50、25 および 16 μm の厚さの PET シートを使用した 3 種類の PVDF 素子の性能を比較した。その結果、16 μm の素子が最も高い柔軟性により母材の変形に影響しない上、高い感度を持つことを確認したため、今回の実験ではこれを使用した。素子の受感部の幅は 5 mm であり、素子受感部の長さは母材内に挿入する素子の長さを変えて調整した。

ダミー皮膚表面に加えるせん断変形は、Fig. 4 に示すように、垂直多関節マニピュレータ (MOTOMAN-MH5F, Yaskawa Electric Co., Ltd., Japan) によって与えた。その変形パターンは、アシスタントロボット使用時に計測された固定カフと人体の相対変位に基づいて、2.5 mm の振幅および 2 Hz の周波数範囲の正弦波とした [8]。

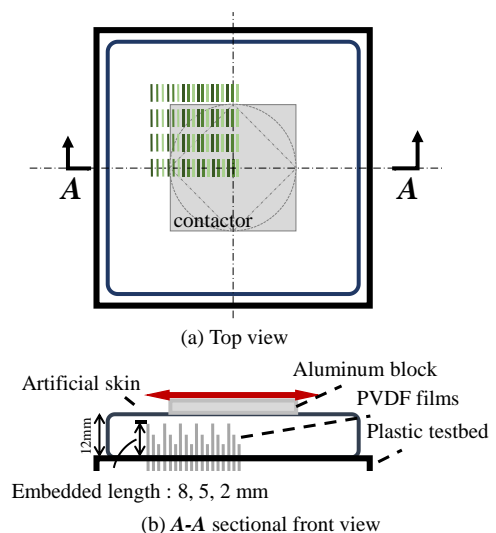


Fig. 3 PVDF films' arrangement for 3D measurement under central symmetry contacts.

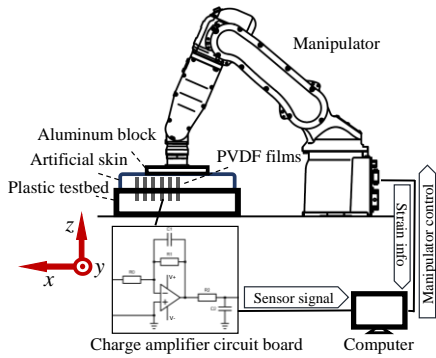


Fig. 4 Experimental system.

せん断変形を与える接触子は 3 種類の形状の異なるアルミ板であり、母材の中心に配置された。接触子の形状は 50×50 mm の正方形、Φ50 mm の円形と 35×35 mm のダイヤモンド形である。

3.2 実験結果

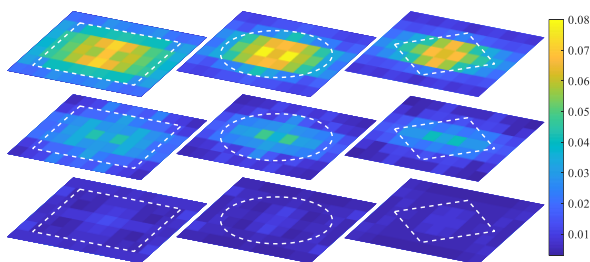
実験結果は、24 ユニットの PVDF 素子から検出された正弦波荷重下のせん断ひずみの振幅をパラメータとして分析を行った。Fig. 5 に示すように、せん断ひずみは接触子の形状に対して対称に発生するという仮定に基づき、計測されたせん断ひずみを荷重方向および横方向を軸として対称に拡張してひずみ分布を得た。白い線は接触領域を表している。深さ方向では、母材内部のせん断ひずみは接触面近くに集中している。この計測されたせん断ひずみ分布は、皮膚の表皮および真皮で水疱および皮膚摩擦が発生することと整合する。

また、せん断ひずみ分布は接触子の形状によって異なった。したがって、このセンサシステムでは、異なるエッジ形状を判別できる。そのため、このセンサシステムにより皮膚接触状況の異なる条件における応力集中が個別に定量化でき、人間のロボットの接触安全性評価のために有用である。

3.3 母材せん断ひずみのシミュレーション結果

センサシステムの計測結果の検証を、接触力学に基づいた数学的シミュレーションによって行った [9]。Fig. 6 に図示された座標系において、表面 $z = 0$ の領域 S に適用される通常の接線方向の牽引力の作用下で、弾性体にての力学的計算を行う。荷重領域の外側では法線方向と接線方向の応力は 0 とした。

以下の式は、柔軟材料内部のせん断ひずみのシミュレーションの理論を表す。せん断ひずみ $\gamma_{xz} = \partial u_x / \partial z$ を求めるために、接触力学には O -xyz における x 軸方向の変形値 u_x の計算式は以下になる。物理パラメータ、弾性係数 G およびポアソン



(a) Square contact (b) Round contact (c) Diamond contact

Fig. 5 Detected shear strain distribution.

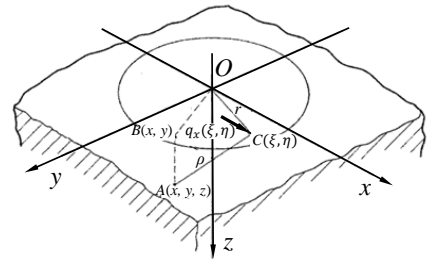


Fig. 6 A tangential traction q acting over the loaded area S [9].

比 ν は、実際の実験中に使用された人工皮膚の特性として設定した。

$$u_x = \frac{1}{4\pi G} \iint_S q_x(\xi, \eta) \times \left\{ \frac{1}{\rho} + \frac{1-2\nu}{\rho+z} + \frac{(\xi-x)^2}{\rho^3} - \frac{(1-2\nu)(\xi-x)^2}{\rho(\rho+z)} \right\} d\xi d\eta \quad (5)$$

接触面での滑りはないため、荷重領域 S 上の接線方向の牽引力 q_x は等しくならず、式 (6) のように放射状のパターンとなる。

$$q_x(\xi, \eta) = q_0 \left(1 - \frac{\xi^2 + \eta^2}{a^2} \right)^{-1/2} \quad (6)$$

この方法によって、円形接触子 S 内の単方向接線応力下での 3 次元せん断ひずみ分布のシミュレーションを行い、結果を Fig. 7 に示す。

4. 考察

計測された各深さレベルでのせん断ひずみ分布では、シミュレーションに類似した傾向を反映しているが、特異な計測値を持つ素子が一部に存在する。これはキャリブレーションが十分ではないためと考えられる。埋め込みプロセスで発生した PVDF フィルムの取り付け誤差によりセンサ素子の特性にばらつきがあるため、計測精度の向上にはキャリブレーション方法の改良が必要である。

また、シミュレーションで設定した境界条件は理想的な条件であるが、実際の計測では、エッジ領域の周辺では、複雑な変形が生じている。また、空間解像度の制限も結果に影響していると考えられる。

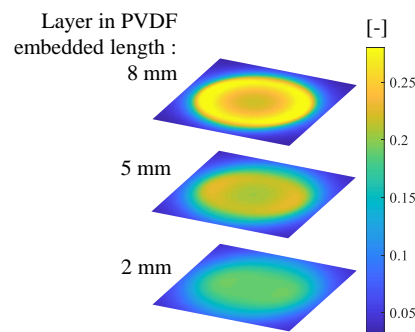


Fig. 7 Simulated shear strain distribution under the round contact.

5. 結論

本研究では、接触安全評価のために分布圧電ポリマーフィルムを使用して柔軟素材内部のせん断ひずみ場を測定する新しいセンサシステムを開発した。また、さまざまな接触子形状

の条件下で 3 次元せん断ひずみ分布を高感度で可視化した。
本センサシステムにより、人体皮膚の接触安全性に関わる応力集中状態を計測でき、ロボットの接触安全評価に貢献できることが明らかになった。

参考文献

- [1] L. Nunes, “Mechanical characterization of hyperelastic polydimethylsiloxane by simple shear test,” *Materials Science and Engineering: A*, vol. 528, no. 3, pp. 1799–1804, 2011.
- [2] X. Mao, Y. Yamada, Y. Akiyama, S. Okamoto, and K. Yoshida, “Safety verification method for preventing friction blisters during utilization of physical assistant robots,” *Advanced Robotics*, vol. 31, no. 13, pp. 680–694, 2017.
- [3] T. Jacobs and G. S. Virk, “ISO 13482-the new safety standard for personal care robots,” *ISR/Robotik 2014; 41st International Symposium on Robotics*, pp. 1–6, 2014.
- [4] X. Mao, Y. Yamada, Y. Akiyama, and S. Okamoto, “Characteristics of dummy skin contact mechanics during developing process of skin abrasion trauma,” *Tribology Letters*, vol. 65, no. 4, p. 133, 2017.
- [5] T. Lenzi, N. Vitiello, S. M. M. De Rossi, A. Persichetti, F. Giovacchini, S. Roccella, F. Vecchi, and M. C. Carrozza, “Measuring human–robot interaction on wearable robots: A distributed approach,” *Mechatronics*, vol. 21, no. 6, pp. 1123–1131, 2011.
- [6] H. Kawai, “The piezoelectricity of poly (vinylidene fluoride),” *Japanese Journal of Applied Physics*, vol. 8, no. 7, p. 975, 1969.
- [7] F. Li, Y. Akiyama, X. Wan, Y. Yamada, and S. Okamoto, “Shear force sensor for soft material with built-in piezoelectric polymer films,” *IEEE Global Conference on Consumer Electronics (GCCE'19)*, pp. 682–684, 2019.
- [8] Y. Akiyama, Y. Yamada, K. Ito, S. Oda, S. Okamoto, and S. Hara, “Test method for contact safety assessment of a wearable robot-analysis of load caused by a misalignment of the knee joint,” in *2012 IEEE RO-MAN: The 21st IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*. IEEE, pp. 539–544, 2012.
- [9] K. L. Johnson and K. L. Johnson, *Contact mechanics*. Cambridge university press, 1987.