# 高分子ゲル超薄膜を用いた指先に貼付可能な 全貼付型触覚センサの開発

2241025



研究代表者 東京科学大学

特任助教 堀井辰衛

# [研究の目的]

手術などの医療行為や、自動車板金塗装の検 査のような. 熟達者の精緻な感覚や触覚を定量 化し触覚情報を共有することは、技術伝達の観 点から重要である。そのためには、装着者に対 して拘束感や不快感を与えない材料や構造を有 する装着型触覚センサの開発が急務である。近 年、高分子材料を基にした静電容量型触覚セン サの開発と高感度化が検討されている[1,2]。し かし. 一般的に誘電エラストマーは比誘電率が 10以下と低く、高感度化には不向きである。 一方で、ポリ塩化ビニル (PVC) ゲルは 10<sup>3</sup>以 上の高い比誘電率を持つ[3]だけでなく、印加力 に対して電位変化を示すことがわかってお り[45], 可塑剤の種類や含有比率によって物性 を制御可能である。PVC ゲルシートを平板電 極とメッシュ状電極で挟んだ単位構造体の膜厚 方向に圧力を印加すると二つの電極間に電位変 化が生じることが知られているが「4」、そのメカ ニズムには議論の余地がある。また、金属を電 極に用いるためにセンサ素子全体が硬質であり、 生体親和性の求められる装着型触覚センサには 不向きである。一方、電極を配置した PVC ゲ ルシートの表面に対して、人体のような誘電体 が触れたときに生じる電位変化を利用した PVC ゲルトライボエレクトリックナノジェネ レータが報告されおり[6.7]. タッチセンサとし ての評価系について詳細に議論されているが圧 力変化に対する検討や考察は乏しい。そこで私 は、ゲル表面への電極の接触状態の変化について着目した。

本研究では、柔軟な電極材料と PVC ゲルシートを組み合わせたファブリック様圧力センサの開発を目的とした。具体的には、Cu と Ni をコートしたポリエチレンテレフタレート (PET) モノフィラメントから成る導電布を電極として用いたときの、PVC ゲルシートの印加した力に対する電位変化を測定することで、センサ特性を評価した。電極構造と電位変化特性との相関に関する観点から、従来の SUSメッシュや平板金属、柔軟な導電織布を用いた PVC ゲルセンサの特性について検討した。

## [研究の内容,成果]

#### 【実験】

図1に示すアルミ (AI) シート, SUS メッシュ (#150), さらに, 市販の導電布2種, 導電ニット (硬質タイプ), 導電フォームの合計6種類のファイバー幅やピッチ, 折り方の異なる導電材料を検討した。レーザーカッターを用いて直径30 mm に短冊状の配線部分を残した形状に切り出した。PVC 粉末 (平均 Mw~233,000) とアジピン酸ジブチル (DBA), テトラヒドロフランの重量比が1:4:10 となるように容器に量りとり, THINKY ARE-310 を用いて撹拌脱泡することで均一な PVC ゲル溶液を得た。この溶液を直径15 cm のテフロンシャーレに15 mL キャストし、室温で24 時間

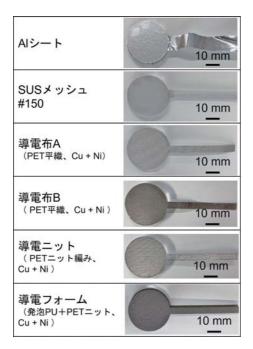


図1 本報告で用いた導電材料外観

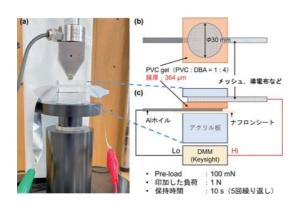


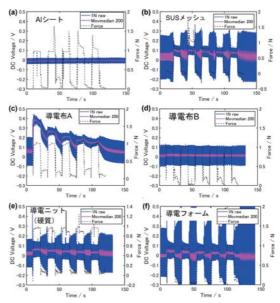
図 2 (a) PVC ゲルセンサのセンサ応答測定系外観, (b) PVC ゲルセンサの俯瞰図, (c) センサ応答試験におけるセンサの電位変化測定系の概略図

以上乾燥させることで膜厚約  $364 \mu m$  の PVC ゲルシートを作製した。図 2b, c に示すように,各導電材料を得られた PVC ゲルシート上に設置し,対極には Al シート電極を用いることで PVC ゲルセンサを作製した。圧縮試験機 (Univert, CellScale)を用いてセンサを圧縮する際に均一に力をかけるため膜厚 5 mm,直径 30 mm のアクリル板 2 枚でセンサを挟み,測定を行った。電位変化は,デジタルマルチメータ(34461 A,Keysight)を用いて測定した。

### 【結果・考察】

## 〈電極表面形状の効果〉

それぞれの導電材料について5回繰り返し1 Nの力を10秒間ごとに印加した際の結果を図 3に示す。得られた電位変化の生データを青色、 移動平均(ウィンドウ数:200)で平滑化した 結果をピンク色, 印加した実際の力を黒破線で 示す。まず、Al シートと導電布 B (図 3a, d) は印加した力の変化に対してほとんど電位変化 を示さなかった。これに対し、他の導電材料は 生データに大きなノイズを含むものの、明確に 電位変化を示した。図4に示すように各導電材 料は様々な表面形状を有しており、Alシート や導電布 B は凹凸が少なく. ゲルとの接触状 態が変化しにくかったため電位変化がみられな かったと考えられる。一方で、メッシュや織布 構造により圧力印加時の電極/ゲルの接触状態 が変化しやすく電位変化を示したと考えられる (図5)。図3に示す平滑化曲線から、各導電材 料における繊維径(繊維束径)やピッチ(繊維 密度)と初期サイクルの電位変化幅を表1にま とめた。導電ニットや導電フォームは繊維が複 雑に編まれており、繊維径最も太い箇所、ピッ



(a) Alシート, (b) SUSメッシュ, (c) 導電布 A, (d) 導電布 B,(e) 導電ニット (硬質), (f) 導電フォーム

図 3 10 s ごとに 1 N 負荷を 5 回繰り返し印加した際の PVC ゲルセンサの電位変化



(a) Al シート, (b) SUS メッシュ, (c) 導電布 A, (d) 導電布 B, (e) 導電ニット (硬質), (f) 導電フォーム

図4 各導電材料の実態顕微鏡像(倍率:75)

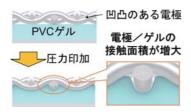


図 5 圧力印加時の電極と PVC ゲルとの接触状態変化に 関する概念図

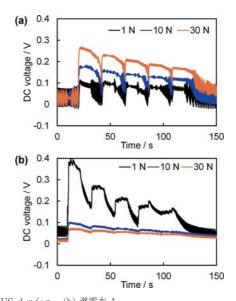
表1 各導電材料における繊維径(繊維束径), ピッチ, 初 期サイクルにおける電位変化

,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,			
電極	線径/mm	ピッチ/mm	電位変化幅/V
SUS メッシュ (#150)	約 0.06	約 0.2	約 0.05
AI シート	N/A	N/A	ND
導電布 A	約 0.2	約 0.2	約 0.3
導電布 B	約 0.1	約 0.1	ND
ニット (硬質)	約 0.04 (横糸一東当り)	約 0.05 (横糸束間)	約 0.04
導電フォーム	約 0.2	約 0.3	約 0.05

チは大きい箇所で画像解析により算出した。現 段階では明確な仮説立案は難しいが、繊維径と ピッチの組合せが重要と考えられる。例えば、 繊維径が小さく密に織り込まれている(ピッチ 小)場合だと、圧力印加時にゲルが網目に入り にくく、電位変化は小さい。一方で、繊維径が 大きくゲルとの接触状態変化が大きい場合でも 疎に織り込まれていると電極全体での電極/ゲ ルの接触状態変化が起きずらいため、電位変化 は小さくなる可能性が考えられる。今後は、有 限要素法のようなシミュレーションによる電 極/ゲル界面の接触面積変化の予測が重要と考 えられる。

#### 〈印加力と電位変化との相関〉

SUS メッシュと導電布 A について、印加力を変化させたときの電位変化を図 6 に示す。SUS メッシュでは測定開始 20 秒後に力印加試験を開始し、導電布 A では 10 秒後に試験を開始した。SUS メッシュは初期サイクルにおいて 10,30 N でそれぞれ約 0.15,0.2 V の変化を示し、サイクル数が増加するとともにピーク電位は低下した。また、力除去後に電位は減少したが、測定開始時の電位には戻らなかった。これはおそらく、PVC ゲルの応力緩和時間が長いためと考えられる。そのため、2 サイクル以降の電極/ゲル接触面積変化が減少し、電位変化幅の低下につながったと考えられる。一方で、導電布 A では 1 N 印加時の 1 サイクル目の電位変化幅は約 0.3 V と SUS メッシュよりも大



(a) SUS メッシュ, (b) 導電布 A 1 N, 10 N, 30 N の順番で測定。10 秒間力を印加 $\rightarrow$  10 秒間力を除去 (0.1 N) を 1 サイクルとして、5 サイクル実施。

図6 印加力を変化させたときの電位変化

きいが、サイクル回数の増大とともに減少した。また、SUSメッシュと対照的に、印加力が増大するとともに電位変化幅は減少した。これは、ゲルの応力緩和も考えられるが、力印加による導電布Aの表面構造変化によるものと考えられる。導電布AはCuとNiがコーティングされたPETモノフィラメントで構成されるため、SUSメッシュと比較して柔軟であり、繊維同士の滑りや座屈によって繊維東内部や繊維東間の構造変化が起こりやすいと考えられる。今後は、PVCゲルシートの動的力学特性や応力印加時の電極構造変化についての検討や、導電フィラーやイオン導電体を含有させたエラストマーの単繊維のように構造変化の起きにくい構造の検討が必要不可欠である。

# 【まとめ】

PVC ゲルから成る装着型触覚センサ開発の 足掛かりとして、PVC ゲルシートの電位変化 特性について電極構造の観点から検討した。 AIシートや密に織り込まれた導電布は力印 加に対する電位変化はほぼ示さなかったのに 対して、ゲルが入り込む目開きがある電極材料 (SUS メッシュ, 導電布 B, 導電ニット, フォー ム)では電位変化を示し、繊維径とピッチの組 合せに相関があることが示唆された。また、導 電布 A は繊維同士の滑りや座屈による繊維束 内部,繊維束間の構造変化が起こりやすく,そ のため SUS メッシュよりも大きな電位変化を 示したと考えられる。以上から、電極/ゲル接 触面積を最大化する電極構造と. 外部応力に対 する電極構造の維持または変形のヒステリシス の低減が重要であることが示唆された。

本研究助成にて購入した設備を用い、今後は電位変化応答の再現性も含め、系統的に電極構造と電位変化との相関、PVC ゲルシートの応力緩和特性や応力印加時の電極構造変化について調べることで、センサ特性の向上やメカニズム解明に繋げる。さらに、圧力に対する構造変化のヒステリシスが小さくなるような繊維構造





図 7 (a) PVC ゲル芯鞘導電ファイバー, (b) 身体装着 可能な PVC ゲルファブリックセンサの概念図

(例: 導電フィラーやイオン導電体を含有させたエラストマーの単繊維の利用) の開発や, 図7に示すような PVC ゲル芯鞘導電ファイバーや身体装着可能な PVC ゲルファブリックを開発する予定である。

#### [謝辞]

本研究を助成いただいた,公益財団法人 立石科学技 術振興財団様へ感謝いたします。東京科学大学生命理 工学院 藤枝俊宣教授の研究室内設備や試薬を一部使 用して研究を推進しました。藤枝俊宣教授へ感謝申し 上げます。

#### [参考文献]

- [1] B. Ji et al., "Gradient Architecture–Enabled Capacitive Tactile Sensor with High Sensitivity and Ultrabroad Linearity Range," Small, vol. 17, no. 43, p. e2103312, Oct. 2021.
- [2] H. Niu, Y. Chen, E. -S. Kim, W. Zhou, Y. Li, and N. -Y. Kim, "Ultrasensitive capacitive tactile sensor with heterostructured active layers for tiny signal perception," Chem. Eng. J., vol. 450, p. 138258, Dec. 2022.
- [3] T. Hirai, "Dielectric Gels," in Soft Actuators: Materials, Modeling, Applications, and Future Perspectives, K. Asaka and H. Okuzaki, Eds. Singapore: Springer Singapore, 2019, pp. 245–258.
- [4] M. Hashimoto, "Application of electroactive polymer," J. Robot. Soc. Jpn., vol. 31, no. 5, pp. 457–460, 2013
- [5] J. Neubauer, H. Jeremy Cho, and K. J. Kim, "Tunable polyvinyl chloride (PVC) and thermo-

- plastic polyurethane (TPU)-based soft polymer gel sensors," Smart Mater. Struct., vol. 31, no. 11, p. 115025, Oct. 2022.
- [6] M. Kim et al., "Stretching-insensitive stretchable and biocompatible triboelectric nanogenerators using plasticized PVC gel and graphene electrode for body-integrated touch sensor," Nano
- Energy, vol. 107, p. 108159, Mar. 2023.
- [7] H. Park et al., "Plasticized PVC-Gel Single Layer-Based Stretchable Triboelectric Nanogenerator for Harvesting Mechanical Energy and Tactile Sensing," Adv. Sci., vol. 9, no. 22, p. e2201070, Aug. 2022.