## Column65

## PEDOT:PSS ゲルを一成分とする相互侵入型網目構造(IPN)の特性

2023年10月24日

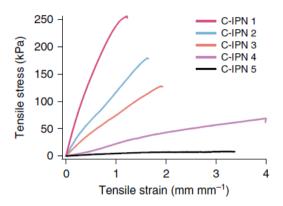
ウェアラブルデバイスには高導電でかつ高延伸性の材料が要望されているが多くの材料はこれらの2つの機能を両立させることは困難であった。PEDOT:PSSを一成分とするIPNは2つの機能を両立させる有力な手段である。本コラムではPEDOT:PSSを一成分とするIPNに関する2つの文献を紹介する。その一つはFeigら<sup>1)</sup>のPEDOT:PSS/架橋ポリアクリル酸(PAA)系で100%延伸しても初期の電気伝導度を保持する系である。二つ目の系はShenら<sup>2)</sup>が開発したPEDOT:PSS/ポリビニルアルコール(PVA)系で、Feigらとは異なり延伸と共に電気抵抗が上昇することからストレインセンサとしての応用が提案されている。この系の特徴は延伸によるヒステリシスが非常に小さいことである。Feigらの系ではPEDOT:PSSと架橋PAAとの相互作用が無いのに対し、Shenら<sup>3</sup>の系ではPEDOT:PSSと と PVA(ゲル)とが物理的な相互作用が存在することによる。

まず、Feig らの系から概要を紹介する。PEDOT:PSSni にイオン液体を添加して PEDOT:PSS ゲルを作製し次いで、アクリル酸(AAc)、架橋剤(ビスアクリルアミド:Bis)及びラジカル開始剤(アゾ化合物)をゲルに充分浸透させた後、加熱して重合を完結させ導電性 IPN(C-IPN)を製造する。 Table1 には重合条件と生成した C-IPN の弾性率、切断伸び及び電気伝導度との関係を示した。 また、Fig.1 にはそれぞれの C-IPN に対する S-S 曲線を、Fig.2 には C-IPN 2 ゲルの 100%延伸とそれを 10 回繰り返した場合の電気抵抗値の変化の割合を示した。100%延伸の繰り返しでも抵抗の変化率は極めて少ない。

次に Shen らの系について紹介する。PEDOT:PSS/PVA ゲルの作製プロセスを Fig.3 に示した。 詳細は元の文献を参照して欲しいが、概要は次の通りである。まず、市販の PEDOT:PSS から繊維状のものだけを取り出し、粘稠な PVA 溶液とを攪拌混合して 3D 印刷用インクを作製し次いで、基材に塗布後、凍結-解凍を繰り返して PVA のゲル化を行い C-IPN を得ている。PEDOT:PSS はゲル PVA と水素結合及び PVA 鎖と PSS 鎖との絡み合いなどの相互作用が働いており、Feig らの系を大きく異なる点である。Fig.4 に示すように試料の延伸に応じて電気抵抗も大きく変化し 300%の延伸も可能で電気抵抗値の変化率は 8 倍にも及ぶが、ヒステリシスは僅かに 1.5%以下と非常に小さく、今までに報告されている PEDOT:PSS 系で最も小さい(Fig.5)。

Table 1 Different formulations of C-IPN and their corresponding electronic and mechanical properties					
C-IPN formulation	AAc wt%	Bis/AAc wt ratio	Modulus (kPa)	Strain at break (%)	Conductivity (S m <sup>-1</sup> )
1	50	0.02	374	121	23.1 ± 5.6
2	33	0.01	175	163	23.7 ± 4.5
3	20	0.01	99	191	20.4 ± 4.7
4	20	0.002	23	399	12.7 ± 4.5
5	11	0.002	8	338	13.5 ± 2.3

Note that even though the modulus varies over three orders of magnitude, the conductivity in all cases stays above 10 S m  $^{-1}$ 



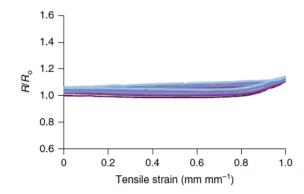


Fig.1 Tensile elongation curves of different C-IPN formulations, showing that all formulations can be stretched to over 100% despite large differences in the elastic moduli, which is given by the initial slope of the stress/strain curve.

Fig.2 Change in resistance, expressed as a ratio between resistance (R) and initial resistance (Ro), across a C-IPN 2 gel as it is cycled reversibly between 0 and 100% strain for 10 cycles. Despite the large changes in tensile strain, the resistance stays fairly constant near its initial value.

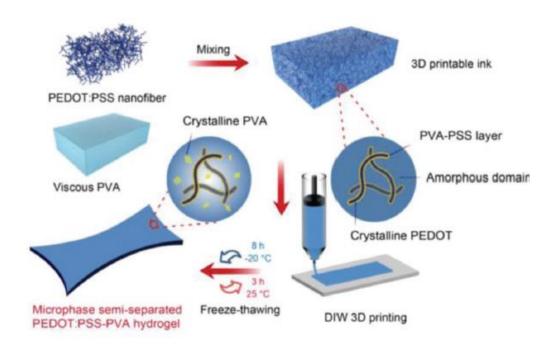
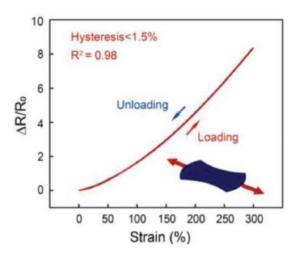


Fig. 3 Principle and fabrication process of the PEDOT:PSS-PVA conducting polymer hydrogel.



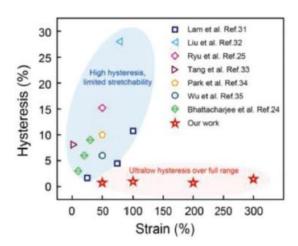


Fig.4 Loading and unloading resistance responses of the PEDOT:PSS-PVA hydrogel strain sensor with a strain of 300%, exhibiting ultralow hysteresis (<1.5%) and linearity  $R^2 = 0.98$ .

Fig.4 Comparison of the hysteresis and strain performance of our PEDOT:PSS-PVA hydrogel strain sensor with existing PEDOT:PSS-based strain sensors.

## 文 献

- <sup>1)</sup> V. R. Feig et al., Mechanically tunable conductive interpenetrating network hydrogels that mimic the elastic moduli of biological tissue, *Nat. Commun.*, 2018, 9, 2740
- <sup>2)</sup> Z. Shen et al., High-Stretchability, Ultralow-Hysteresis Conducting Polymer Hydrogel Strain Sensors for Soft Machines, *Adv. Mater.*, 2022, 34, 2203650

以上

HP のトップへ:  $\underline{http://www5d.biglobe.ne.jp/~hightech/}$