

ФІЗИКО-ХІМІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ТА ЗАСТОСУВАННЯ ПРОВІДНОГО ОРГАНІЧНОГО ПОЛІМЕРУ ПОЛІ-3,4 ЕТИЛЕНДІОКСІТІОФЕН-ПОЛІСТИРОЛ СУЛЬФОНАТУ

А.А. Білюк, О.Ю. Семчук, О.О. Гаврилук

*Інститут хімії поверхні ім. О.О. Чуйка Національної академії наук України
вул. Генерала Наумова 17, Київ, 03164, Україна, e-mail: philosoph.tb@gmail.com*

Історія створення провідних органічних матеріалів почалась з 1977 р. коли шляхом модифікування поліацетилену було створено матеріал, що проводить електричний струм майже так, як метали. Це відкриття та інші фундаментальні дослідження в області органічних полімерів сприяли розвитку органічної електроніки, яка поєднує в собі розробки з фізики твердого тіла та молекулярної фізики, органічної та неорганічної хімії, полімерного матеріалознавства, електроніки та друкарської справи. Одним із перспективних матеріалів, які можуть знайти, і вже знаходять, застосування в органічній електроніці, є полі-3,4-етилендіоксітіофен-полістирол сульфонат (ПЕДОТ:ПСС), який являє собою полімерний електроліт, що складається з позитивно зарядженого полімеру (ПЕДОТ) і негативно зарядженої поверхнево-активної речовини - аніонного сурфактанта – полістиренсульфонової кислоти (ПСС) і є найбільш успішним полімерним матеріалом з точки зору практичного застосування. ПЕДОТ належить до класу заміщених політіофенів і є прикладом хорошого електрохромного матеріалу. Перенесення заряду в провідному полімері ПЕДОТ відбувається по системі спряжених зв'язків за рахунок електронно-обмінних реакцій між сусідніми редокс-місцями (між фрагментами полімеру, на яких делокалізуються електрон або дірка) і супроводжується рухом аніонів-допантів вздовж полімерного ланцюга. Недавнє відкриття видатних термоелектричних властивостей провідного полімеру ПЕДОТ:ПСС відкриває нові перспективи використання провідних органічних полімерів в таких областях як робототехніка, медицина, реклама та багатьох інших.

Огляд присвячено структурі, фізико-хімічним властивостям та застосуванню провідного полімеру полі-3,4-етилендіоксітіофен-полістирол сульфонату (ПЕДОТ:ПСС), а також методикам виготовлення та дослідження його властивостей, експлуатаційних параметрів, напрямів практичного використання пристроїв з цього органічного полімеру. Описано основні області застосування ПЕДОТ:ПСС в електроніці, зокрема в сонячних елементах та датчиках, а також в електронних приладах медичного призначення і в якості підкладки.

Ключові слова: *провідні полімери, політіофени, полі-3,4-етилендіоксітіофен-полістирол сульфонат, полімерний електроліт, електропровідність, коефіцієнт Зеєбека, органічна електроніка, органічні сонячні батареї, органічні світловипромінюючі діоди, поліуретан, лайкра, тензодатчики*

Вступ

Зростаючий інтерес до органічної електроніки та потенціал майбутнього масового виробництва спонукає до пошуку альтернатив нині використовуваним матеріалам. В останні роки значно зріс інтерес до провідного органічного полімеру полі-3,4-етилендіоксітіофен-полістирол сульфонату (ПЕДОТ:ПСС). Це обумовлено тим, що композитні матеріали на основі цього провідного органічного полімеру володіють багатьма важливими властивостями, такими як чудова оптична прозорість у діапазоні видимого світла, висока електропровідність, здатність до формування плівок, здатність до розтягування (це дає змогу створювати на його основі гнучкі пристрої), висока робота виходу, добра фізична та хімічна стійкість в повітрі [1 – 3]. Ці, та інші унікальні властивості композитних матеріалів на основі ПЕДОТ:ПСС, роблять його перспективним матеріалом для органічної електроніки, нового напрямку в науці та техніці, що нині розвивається швидкими темпами. Водяна суспензія ПЕДОТ:ПСС являє собою синій непрозорий розчин. Він легко утворює безперервну тонку плівку на жорстких або гнучких

підкладках за допомогою різних способів обробки розчинів, включаючи спінове відливання, формування плівки за допомогою зняття зайвої речовини лезом, нанесення покриття за допомогою щільної екструзійної головки розпилення, струменевий друк, трафаретний друк і т.д. [6]. Ці та інші унікальні властивості композитних матеріалів на основі ПЕДОТ:ПСС розглядаються в цьому огляді.

Структура та фізико-хімічні властивості полі-3,4-етилендіоксітіофен-полістирол сульфонату

Полі-3,4-етилендіоксітіофен-полістирол сульфонат, хімічна структура якого представлена на рис. 1, являє собою полімерний електроліт, що складається з позитивно зарядженого полімеру (ПЕДОТ) і негативно зарядженої поверхнево-активної речовини - аніонного сурфактанта – полістиренсульфонової кислоти (ПСС), яка допомагає диспергувати і стабілізувати ПЕДОТ у воді та інших розчинниках. ПЕДОТ:ПСС є найбільш успішним полімерним матеріалом при практичному застосуванні. ПЕДОТ:ПСС – це зазвичай 1,3 – 3 % розчин у воді що не містить інших добавок. Він має дуже обмежене розтікання та адгезію. Для досягнення кращої електричної провідності ПЕДОТ:ПСС необхідно додати до нього 5 % органічного розчинника, такого як диметилсульфоксид (ДМСО). Це справедливо для будь-якого ПЕДОТ:ПСС [1, 2].

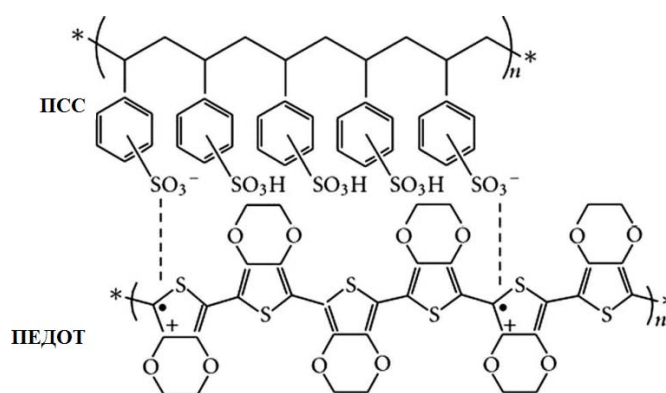


Рис. 1. Хімічна структура провідного полімеру ПЕДОТ-ПСС [1, 2].

ПЕДОТ належить до класу заміщених політіофенів і є прикладом хорошого електрохромного матеріалу. Електропровідність окислених політіофенів відома майже 40 років. Витоки цієї провідності обумовлені наявністю радикальних станів, які утворюються при окисненні тіофенових одиниць. Ці редуковані стани делокалізуються в полімерному ланцюзі, і в присутності окиснювача ці радикалізовані стани можуть бути стабілізовані. У ПЕДОТ:ПСС, власне ПЕДОТ окиснюється під час реакції полімеризації з полістиролсульфонатом. При цьому утворюється емульсія, коли присутній ПСС стабілізує радикальні стани ПЕДОТ. Хоча ПЕДОТ сам по собі провідний, ПСС, присутній у суміші, є ізолюючим. Отже, кількість ПСС та мікроструктура плівки мають істотний вплив на електричні властивості ПЕДОТ: ПСС. У водній суспензії ПЕДОТ:ПСС утворює міцелеву структуру, в якій гідрофобне ядро ПЕДОТ оточене оболонкою гідрофільної ПСС. Під час осадження ця структура зберігається, утворюючи локалізовані ділянки провідного ПЕДОТ, які оточені ізоляційними ділянками ПСС. Саме ця структура серцевинної оболонки призводить до низьких значень електропровідності, які можуть виникнути для стандартних рецептур ПЕДОТ:ПСС. Оскільки робота виходу є характеристикою поверхні матеріалу, то робота виходу суміші ПЕДОТ:ПСС визначатиметься відсотком кожного компонента на поверхні плівки. ПСС має значно більшу роботу виходу, ніж ПЕДОТ, тому присутність ПСС на поверхні призведе до більшої роботи виходу. Це означає, що для рецептур з більш високими відсотками ПСС робота виходу буде вищою, ніж для тих, що мають менші відсотки. Окрім того, обробка плівки ПЕДОТ:ПСС може призвести до зміни величини роботи виходу. ПЕДОТ:ПСС утворює структуру основної оболонки, в результаті чого ПЕДОТ оточується ПСС. У цьому випадку в роботі виходу буде домінувати ПСС. Якщо плівку обробити таким чином, що компоненти будуть більш однорідно дисперговані, робота виходу стане меншою оскільки поверхня стане багатшою за рахунок ПЕДОТ- [3, 4]. Матеріали на основі ПЕДОТ мають ширину забороненої зони меншу, ніж у незаміщеного політіофену та алкіл заміщених політіофенів завдяки наявності електронно-

донорних атомів кисню по сусідству з тіофеновим кільцем. Як було показано в [5], ширина забороненої зони ПЕДОТ складає біля 1,6-1,7 еВ, що помітно менше, ніж у незаміщеного політіофену, що призводить до зсуву максимуму основної смуги поглинання в червону область спектру.

Шорсткість поверхні плівки ПЕДОТ:ПСС, як правило, менше 5 нм (залежність від технології осадження). У діапазоні видимого світла тонка плівка ПЕДОТ:ПСС майже прозора. Наприклад, шар товщиною 100 нм може демонструвати коефіцієнт пропускання (T) вище 90 % при 550 нм. ПЕДОТ:ПСС притаманний широкий діапазон електропровідності від 10^{-2} до 10^{-3} См/см, що залежать від умов синтезу, добавок або пост-обробки. Плівки ПЕДОТ:ПСС мають високе значення роботи виходу 5,0–5,2 еВ. Висока провідність і висока робота виходу можуть часто викликати спонтанне перенесення заряду з високою швидкістю, що забезпечує ПЕДОТ:ПСС каталітичні властивості. Окрім того ПЕДОТ:ПСС має хорошу фото- і електричну стабільність на повітрі. Перенесення заряду в провідному полімері ПЕДОТ відбувається по системі спряжених зв'язків за рахунок електронно-обмінних реакцій між сусідніми редокс-місцями (між фрагментами полімеру, на яких делокалізуються електрон або дірка) і супроводжується рухом аніонів-допантів вздовж полімерного ланцюга.

Недавнє відкриття видатних термоелектричних властивостей провідного полімеру ПЕДОТ:ПСС [7] відкриває нові перспективи використання провідних органічних полімерів в таких областях як робототехніка, медицина, реклама та багатьох інших [8 – 11]. ПЕДОТ:ПСС знаходиться в центрі зусиль, спрямованих на досягнення високої ефективності перетворення теплової енергії в електричну, порівнянної з ефективністю неорганічних термоелектричних матеріалів. У 2003 р. було повідомлено, що ПЕДОТ має безрозмірні показники значення zT (zT - це безрозмірний індекс. Він росте з квадратом коефіцієнта Зеебека, із середньою абсолютною робочою температурою та електропровідністю. Він зменшується із питомою теплопровідністю. При тому що усі значення залежать від температури. Обчислюється, як: $zT = \alpha^2 \sigma T / \kappa$, де α – коефіцієнт Зеебека, σ – електропровідність, T – абсолютна температура, а κ – загальна теплопровідність) до 0,42 [12]. Цей результат знаходиться в безпосередній близькості від кращих комерційних неорганічних матеріалів, що використовуються для застосування при кімнатній температурі, таких як телуридні сполуки вісмуту, з значенням добротності zT близько 1 [13-14]. Перспективні результати були отримані також при інкорпоруванні ПЕДОТ або інших провідних полімерів (наприклад, полі (3-гексилтіофен-2,5-діл) та полініліну (смарагдова сіль)), вуглецевими нанотрубками та іншими наночастинками [15 – 18]. ПЕДОТ додатково вивчався як термоелектричний напівпровідниковий матеріал p -типу [19 – 29] і показав, що він чутливий до температури та тиску [30]. Проте, низка проблем все ще обмежує його комерційну експлуатацію, включаючи низьку міцність і опір розриву, на додаток до обмежень на обробку литтям плівки з водного розчину, тоді як обробка плівок товщиною, більш ніж десятки мікронів, необхідна для виконання поточних вимог до конструкції термоелектричних приладів. Тут в роботі [7] розглядається нова стратегія подолання вищезгаданих обмежень, що базується на змішуванні ПЕДОТ:ПСС з поліуретаном (еластин, лайкра (Lycra) — загальна назва всіх видів поліуретанових еластичних ниток, високоеластичних каучукоподібних волокон), з подальшою пост-обробкою плівок етиленгліколем (ЕГ), полярним розчинником, для поліпшення термоелектричних (ТЕ) властивостей ПЕДОТ:ПСС. Після систематичного вивчення суміші, морфології плівок, а також механічних та ТЕ характеристик, створено новий набір матеріалів. Вони є гнучкими і жорсткими з відносно низькою ціною і потенційно придатні до промислової обробки (наприклад, екструзії), зберігаючи при цьому ті ж значення коефіцієнта Зеебека, що і чистий ПЕДОТ:ПСС. Ефективність зондування цих сумішей досліджувалась з використанням зовнішнього джерела живлення, де стійкість визначали і корелювали зі змінами геометрії плівки при реагуванні на деформацію. Крім того, з різницею температур через кінці плівки було встановлено, що отримана термонапруга виробляє вимірюваний сигнал, який використовувався для виявлення змін деформації, а також температури навколишнього середовища та/або повітряного потоку. Ліюфілізовані ПЕДОТ:ПСС і еластомерні нитки лайкри були окремо дисперговані в диметилсульфоксиді (ДМСО), потім змішані разом в різних пропорціях. Досліджувані плівки виготовляли за допомогою крапельного лиття на скляні підкладки. Після обробки плівки занурювалися у ванну з етиленгліколем. Механічні властивості змішаних плівок вивчалися з використанням квазістатичних випробувань на розтяг і представлені на рис. 2 а, б, що показують типові відповідні напруги та деформації як

функцію вмісту лайки (поліуретанові нитки). Значення деформації при розриві зростає з підвищенням концентрації еластомеру, з $4 \pm 1\%$ при 0 мас. % лайкри (чистий ПЕДОТ:ПСС) до $300 \pm 230\%$ при 90 мас. %, При цьому модуль пружності обернено корелює, 1300 ± 250 МПа для чистого ПЕДОТ:ПСС до 23 ± 11 МПа при 90 мас. % лайкри. При цьому, змішування явно покращує пластичність ПЕДОТ:ПСС. Спостерігалось досить велике відхилення результатів для плівок з високим вмістом еластомерів. Можливо, це зв'язано з мікроструктурною неоднорідністю плівок, пов'язаних з тонкими варіаціями температури лиття, які значно впливають на фазову сегрегацію компонентів. Деякі зразки, що містять 90 мас. % лайкри, також були занурені в ЕГ-ванну після лиття. Вони демонстрували стабільні поліпшення модулів пружності та розтягування при значеннях 75 ± 65 МПа та $700 \pm 150\%$ відповідно.

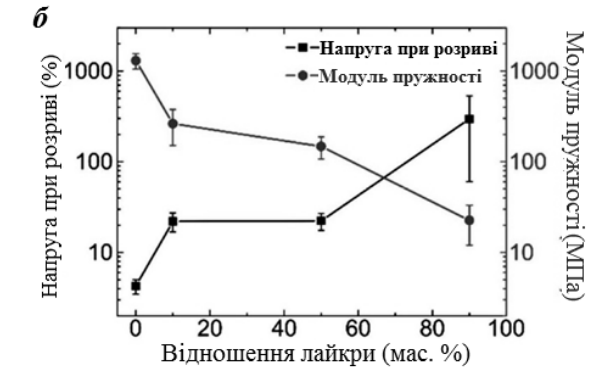
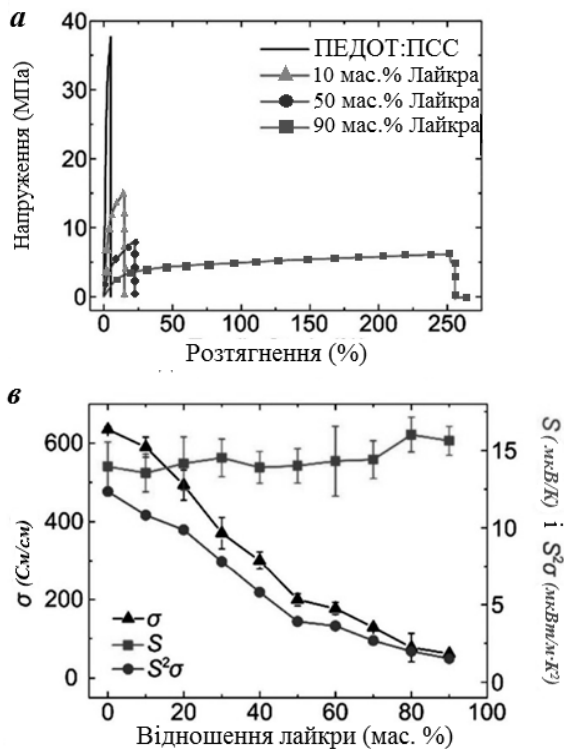


Рис. 2. а) Зміна напруги під час деформації ПЕДОТ:ПСС суміші з різним вмістом лайки; б) модуль пружності та деформації при розриві для тих же сумішей; в) електропровідність, коефіцієнт Зеебека та коефіцієнта потужності плівок ПЕДОТ:ПСС змінюється зі збільшенням вмісту лайкри [7]

Спрощений спосіб кількісної оцінки здатності даного матеріалу генерувати корисну термоелектрику – це вимірювання коефіцієнта потужності (P_f), що визначається із рівнянням (1):

$$P_f = S^2 \times \sigma, \quad (1)$$

де S – коефіцієнт Зеебека (мВ/К – різниця напруги, що генерується одиницею температури). Коефіцієнт потужності, електропровідність та коефіцієнт Зеебека всіх сумішей представлені на рис. 2 в.

Питома електрична провідність утворених плівок зменшується майже лінійно зі збільшенням частки еластомеру від 635 ± 8 для немодифікованого ПЕДОТ:ПСС до 62 ± 4 См/см для модифікованого (90 % лайкри) полімеру. Ці відносно високі значення питомої електропровідності можна пояснити ефектом обраного розчинника (ДМСО), який, як відомо, покращує електропровідність ПЕДОТ:ПСС. Подальше вдосконалення може бути досягнуто, якщо плівки попередньо обробити в етиленгліколевій ванні. Це дає до 26 % збільшення електропровідності для композитів, що містять 90 мас. % лайкри, досягаючи усередненого значення 79 ± 5 См/см. Раніше було показано, що ЕГ допомагає контролювати морфологію плівки шляхом видалення надлишкової ізоляційної ПСС. Коефіцієнт Зеебека залишається відносно постійним та інваріантним до частки лайкри (рис. 2 в). Це має велике значення, тому що суміші з великою кількістю частинок еластомеру можуть генерувати термонапругу таку ж як і добре виготовлений ПЕДОТ:ПСС, при цьому отримується значна еластичність і міцність. Крім того коефіцієнт Зеебека ПЕДОТ:ПСС не зменшується після обробки у ванні з ЕГ. Що стосується електричної провідності, то коефіцієнт потужності зменшується зі збільшенням частки лайкри.

Тому в цьому випадку легування плівок ПЕДОТ:ПСС еластомером (лайкрою) має більший вплив на P_f , ніж на коефіцієнт Зеєбека [7].

Органічні сонячні батареї на основі провідного полімеру ПЕДОТ:ПСС

Органічні сонячні батареї (ОСБ) є репрезентативною фотоелектричною технологією 3-го покоління, спрямованою на перетворення сонячної енергії на електричну, вартістю менше 1 долара за Вт. Така мета може бути досягнута шляхом використання дешевих та надійних матеріалів і методів їх виготовлення. Оксид олова та індію (англійською - indium tin oxide або скорочено ІТО) є поточним робочим матеріалом для прозорого електроду ОСБ. Незважаючи на гарне поєднання прозорості і провідності, ІТО є занадто дорогим для досягнення вищезазначеної мети. ПЕДОТ:ПСС, завдяки своїм унікальним фізичним властивостям і технологічності може бути хорошим матеріалом, кандидатом на прозорий електрод для ОСБ [2].

Одна з типових схем органічної сонячної батареї (ОСБ) наведена на рис. 3.

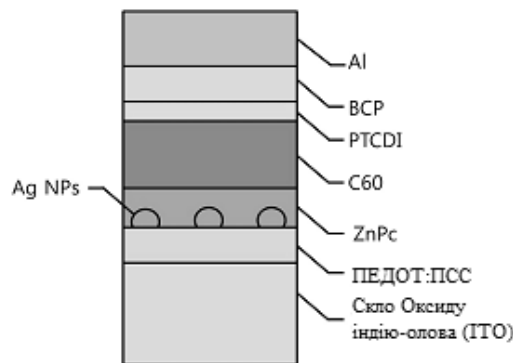


Рис. 3. Схематична структура ОСБ з використанням ПЕДОТ:ПСС в якості прозорого електроду [33].

В [31] експериментально показано, що фотострум ОСБ може бути збільшений більш ніж на 30 % при включенні наночастинок Ag в буферні шари. Також продемонстровано, що наночастинок Ag в буферному шарі на основі полімеру ПЕДОТ:ПСС, нанесеному на прозорий електрод, забезпечують покращення в 2,1 рази зовнішньої квантової ефективності (ЗКЕ) сонячних елементів (батареї) порівняно з еталонним пристроєм без наночастинок Ag. Характерні спектри поглинання наночастинок Ag, що виникають внаслідок локалізованого поверхневого плазмонного резонансу (ЛППР), вимірювали за допомогою УФ-спектрофотометра і наведені на рис. 4 [33].

Вчені з Японії та США [32] розробили гнучкі сонячні панелі у вигляді плівки завтовшки в три мікрметри, здатні перетворювати світло в енергію з ККД до 10 відсотків і зберігати ефективність при нагріванні до 100 °С. Близько третини мікрметра займають кілька шарів, відповідальних за вироблення енергії. Вони ізольовані від навколишнього середовища за допомогою особливого поєднання шарів полімерів — тефлону з паріленом з одного боку, та прозорого поліаміду з іншого.

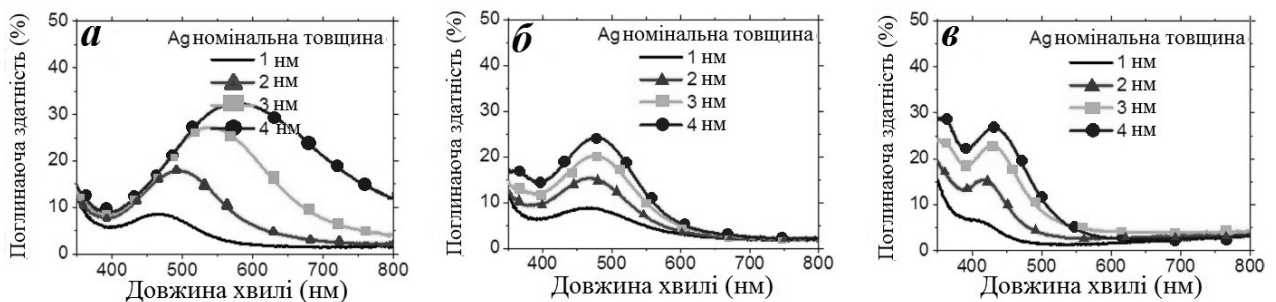


Рис. 4. а) Оптичне поглинання наночастинок Ag, нанесених на ІТО–скло; б) оптичні поглинання відпалених наночастинок Ag для субстрата нанесеного лише на ІТО скло, в) оптичні поглинання відпалених наночастинок Ag в буферному шарі на основі ПЕДОТ:ПСС та покритті ІТО склом [33].

Полімери захищають сонячну панель від механічного пошкодження та теплового впливу, проте не позбавляють її гнучкості. Структура такої сонячної панелі наведена на рис. 5. Було створено кілька прототипів такої сонячної панелі та протестовано їх властивості. Деякі прототипи показали десятипроцентну ефективність перетворення сонячної енергії в електрику. Для порівняння, рекордний показник для органічних сонячних панелей з жорсткою підкладкою становить 13,1 %.

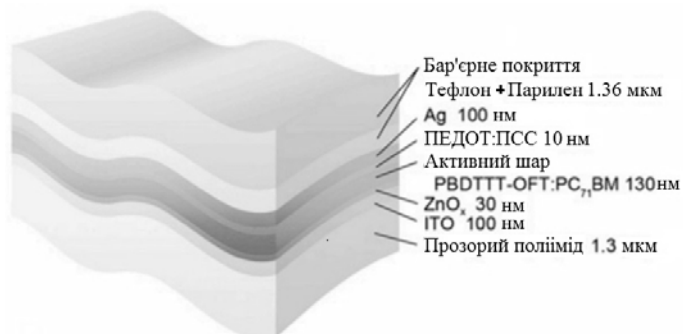


Рис.5. Структура гнучкої сонячної панелі з використанням провідного полімеру ПЕДОТ:ПСС [33]

На основі провідного полімеру ПЕДОТ:ПСС створено органічні світлодіоди (ОСВД), англійською мовою – organic light emission diodes (OLED) [33]. Типова схема такого ОСВД (OLED) наведена на рис. 6. При подачі на анод позитивної, відносно катода, напруги, потік електронів протікає через прилад від катода до анода. Таким чином, катод віддає електрони в емісійний шар, а анод забирає електрони з провідного шару або, іншими словами, анод віддає дірки в провідний шар. Емісійний шар отримує негативний заряд, а провідний шар – позитивний. Під дією електростатичних сил електрони і дірки рухаються назустріч один до одного і при зустрічі рекомбнують. Це відбувається ближче до катода, тому що в органічних напівпровідниках дірки є більш рухливими, ніж електрони. При рекомбінації електрон втрачає енергію, що супроводжується випромінюванням (емісією) фотонів в області видимого світла. Тому шар і називається емісійним.

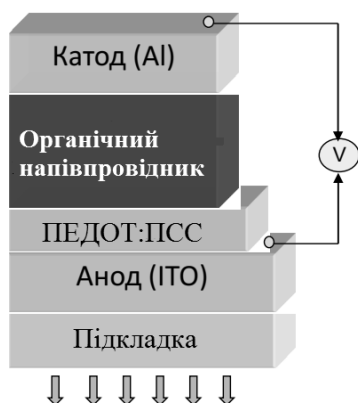


Рис. 6. Типова схема світлодіода на основі ПЕДОТ:ПСС. Товщина кожного функціонального шару – від 10 до 500 нм [33].

Дисплеї на органічних світлодіодах вбудовуються в смартфони (наприклад, LG V20, Samsung Galaxy (note 8, J5, S9), Oneplus 5t, Google Pixel 2 і ін.), планшети, електронні книги, цифрові фотоапарати, автомобільні бортові комп'ютери, в OLED – телевізори. Окрім того випускаються невеликі OLED-дисплеї для цифрових індикаторів лицьових панелей автомагнітол, кишенькових цифрових аудіоплеєрів, розумних годинників, фітнес-браслетів (XIAOMI Mi Band, Fitbit Charge 2, Garmin Vivosport). Переваги, що демонструються органічними дисплеями, з кожним роком зростають. Цей факт дозволяє зробити висновок, що незабаром дисплеї, вироблені по OLED-технології, з високою ймовірністю стануть домінуючими на ринку електроніки побутового споживання. В даний час OLED-технології застосовуються в багатьох вузько-спеціалізованих розробках, наприклад, для створення приладів нічного бачення. OLED також може використовуватися в голографії з високою роздільною здатністю (volumetric display) [33].

Використання органічних полімерів в електроніці

Електронні та оптоелектронні напівпровідникові компоненти є будівельними блоками сучасних приладів та обладнання для зондування, обчислення, відображення інформації та зв'язку. Ці компоненти, зазвичай виготовляються на механічно жорстких друкованих платах проте також можуть бути побудовані на основі провідних органічних полімерів. Електронні та оптоелектронні напівпровідникові компоненти, що базуються на основі провідних органічних полімерів, мають високу гнучкість, розтягуються, придатні до будь-якої топології поверхні і механічно нечутливі до втомлюючої деформації, можуть значно розширити межі застосування електроніки. Наприклад, в медицині існує потреба в таких гнучких компонентах, які могли б змінювати свою форму у відповідності з формою людського тіла [34], щоб проводити точну діагностику і терапію. Гнучкі напівпровідникові компоненти на основі органічних полімерів застосовуються в поновлюваних джерелах енергії [35, 36], робототехніці [37] та військовій справі [38]. Ці застосування мотивували дослідження в гнучкій та/або розтяжній органічній електроніці [33 – 39]. Один з підходів до побудови розтяжної органічної електроніки полягає в підключенні тонких електронних компонентів разом з розтяжними пружинними металевими з'єднувачами і вбудовування всієї взаємопов'язаної структури в розтяжну (гумову) підкладку [34, 35, 40]. Таким чином, цей процес може бути використаний для створення розтяжних електронних систем, що включають будь-який набір електронних компонентів. Загальна концепція процесу виготовлення полягає в тому, щоб окремо виготовити електронні компоненти і роз'ємні з'єднання, а потім об'єднати їх за допомогою технології з'єднання фліп-чіп. Процес включає три етапи: 1) виготовлення металевих контактних майданчиків і розтяжних з'єднань з використанням стандартних технологій мікрофабрикування; 2) перенесення друкованих контактних майданчиків і розтягування між сполучними з розтяжною підкладкою з використанням розчинних адгезивів в якості проміжного матеріалу перенесення; 3) електронні компоненти, що з'єднують фліп-чіп, на металеві контактні колодки за допомогою анізотропної електропровідної плівки (АКФ). На рис. 7 показаний розтяжний світлодіодний масив, виготовлений за допомогою цього процесу.

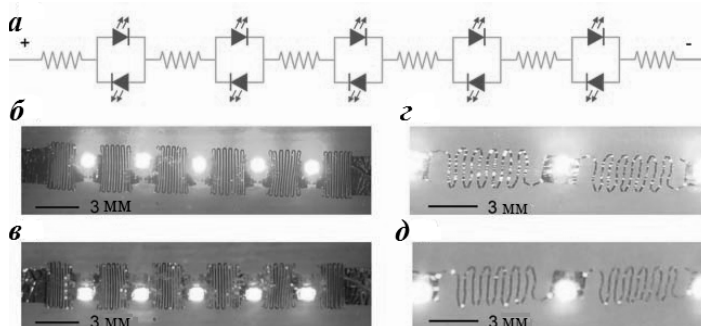


Рис. 7. Схема розтягувань масиву на підкладці. *а)* Модель схеми для світлодіодного масиву, що складається світлодіодів та омичних з'єднувачів (44 Ом кожен). *б, в)* Масив - це його нерозтягнений стан, зміщений з + або -15 В. Світлодіодний крок - 3,8 мм, а серпентин - 0,5 мм. *в, д)* Масив розтягується на 140%. Світлодіодний крок збільшений до 9,2 мм, а крок серпантину - 1 мм. Амплітуда серпантину зменшилася з 3,3 мм до 2,3 мм [41].

Розтяжний світлодіодний масив складається з десяти пар золотих контактних майданчиків, з'єднаних металевими змішувачами. З'єднання повністю інкапсульовані в поліамід, тоді як контактні майданчики мають отвори, що дозволяють проводити електричний контакт. П'ять синіх (на рис. *а* зверху а також на рис. *б, в*) і п'ять червоних (на рис. *а* знизу а також на рис. *в, д*) світлодіодів приєднаних до чіпа, прикріпленими до пар контактних майданчиків (у протилежних полярностях, таким чином, масив може працювати з позитивним або негативним зміщенням напруги). Масив був виконаний на силіконовій підкладці з модулем пружності 10 кПа (використовувався матеріал Eco-Flex виробництва Smooth-On Inc.). Коли масив розтягується, змієподібні контакти (з'єднувальні елементи) деформуються, щоб більшу частину деформації приймали на себе саме контакти а не світлодіоди, і дозволяють світлодіодам підтримувати свої оптоелектронні властивості (рис. 7. *в, д*). Деформація підкладки можлива, оскільки підкладка EcoFlex надзвичайно гнучка.

Щоб перевірити механічну міцність масивів, їх повторно розтягнули у напрямку довжини за допомогою механічного приводу. У початковому стані масив був без будь-яких деформацій і

відстань між двома сусідніми світлодіодами була L_0 . Коли масив повністю розтягнутий відстань між двома сусідніми світлодіодами стає L_1 . Деформація визначається як $(L_1 - L_0)/L_0$. При піку деформації розтягування 67 % масивів витримували до 90 000 циклів розтягування (при частоті 1 Гц). При піку деформації розтягування 200 % масиви витримували до 5000 циклів. Ці контактні майданчики були занадто великими, розміром близько 1 см^2 , і створювали області з високою локалізацією деформації навколо країв. Контакти, що з'єднують сусідні світлодіоди, ніколи не виходили з ладу, а також не пошкоджувались зв'язки між світлодіодами та контактними майданчиками. Таким чином, показано, що механічну стійкість масивів можна значно збільшити просто шляхом переформування кінцевих контактних майданчиків, які будуть меншими приблизно в чотири рази [41].

Для того щоб описати електропровідність цих композитних плівок, вимірювалися вольт-амперні ($I - V$) характеристики світлодіодного масиву до розтягування та після 1000 і 10 000 циклів розтягування. Не було виявлено значних змін у вольт-амперних характеристиках композитних плівок до і після їх розтягування. Поточний струм був постійним, порядку 93 мА, оскільки масив неодноразово розтягувався від 0 % деформації до 100 % деформації, що вказує на відсутність зміни електричного опору контактів або контактних майданчиків.

Для кращого розуміння механічних та термоелектричних властивостей плівок на основі органічного полімеру ПЕДОТ:ПСС було проведено їх систематичне вивчення. Дослідження електропровідності плівок з різним вмістом лайки і ПЕДОТ:ПСС не виявили жодних доказів хімічної реакції при їх змішуванні. Дослідження за допомогою атомно-силової мікроскопії (АСМ) у кількісному режимі нано-механічного аналізу було використано для спостереження за морфологією плівок після обробки ЕГ. Результати цих досліджень показаної на рис. 8.

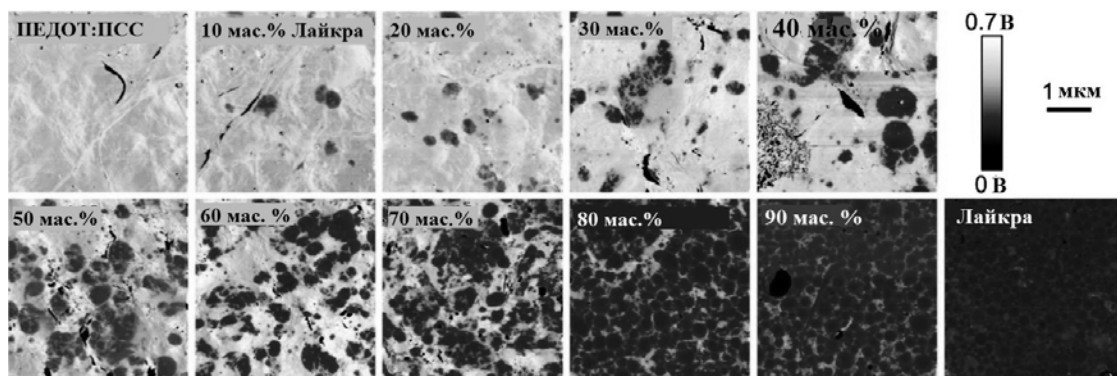


Рис. 8. АСМ-зображення (4×4 мкм) поверхні ПЕДОТ: ПСС / лайкра, отримані в режимі наномеханічного аналізу. Контрасна шкала є індикатором сигналу напруги від приладу, який пропорційний модулю пружності. У багатих лайкрами регіонах з'являються темні області (низький модуль пружності) а регіони багаті на ПЕДОТ:ПСС виглядають яскравішими (високий модуль пружності) [7]

Наномеханічна візуалізація в цьому випадку забезпечує покращений контраст у порівнянні з топографічним режимом завдяки значній різниці в модулі пружності між двома полімерами. Дослідження топографічного режиму АСМ-зображення виявило середньоквадратичну шорсткість поверхні 540 нм для змішаних плівок товщиною порядку 10 мкм, що на порядок більше, ніж у комерційних ПЕДОТ:ПСС утворених з водної суспензії. Для чистих плівок лайкри знайдено значення шорсткості порядку 350 нм.

Очевидна тенденція до компактної структури зі змінним вмістом, яка може пояснити зниження шорсткості, що спостерігається в АСМ. Ніякої чіткої мікроструктурної диференціації не видно в зображеннях плівок і після процесу обробки ЕГ. Деякі виділені домени ПЕДОТ:ПСС видно в поперечний переріз плівок з 90 мас. % Можливо, що компоненти частково фазово-сегрегуються при литті плівок [7].

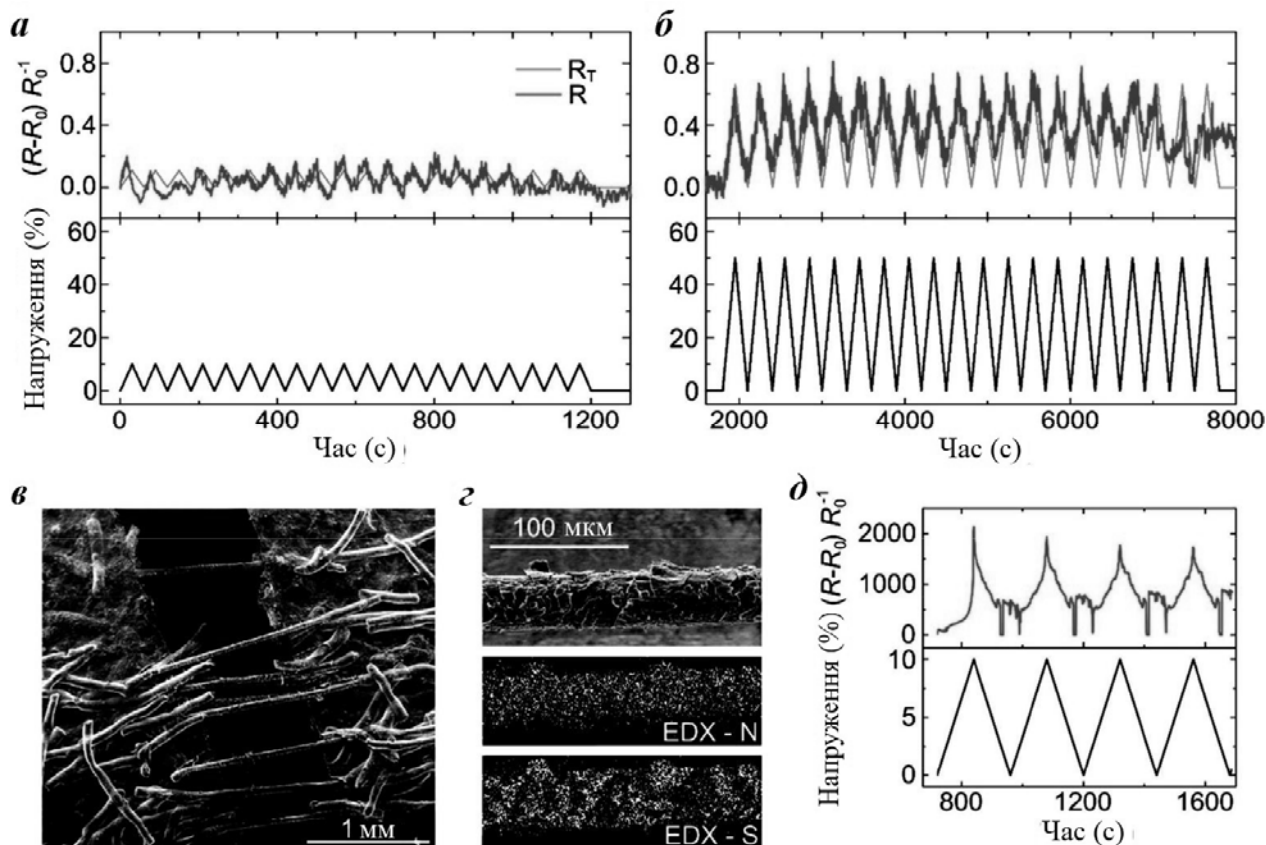


Рис. 9. *а)* $(R - R_0) R_{0-1}^{-1}$ як функція деформації, де R_0 - опір при нульовій деформації, для плівок ПЕДОТ:ПСС, змішаний з 90 мас. % лайки, які раніше піддавались обробці в ЕГ-ваннах, коли створювали спочатку 10 % розчин, а потім 50 % розчин. Теоретичний опір R_T . *б)* зображення отриманого за допомогою сканувального електронного мікроскопа (СЕМ) з потрісканою поверхнею плівки з вмістом 50 мас. % лайкри, плівку використовували для деформаційного зондування, щоб показати розтягнуті мостикові нитки, *в, г)* СЕМ і EDX однієї розтягнутої нитки для виявлення сірки (від ПЕДОТ:ПСС) і азоту (від лайкри, *д)* графік залежності $(R - R_0) R_{0-1}^{-1}$ від деформації для цієї плівки після розтріскування [7].

Чутливість до деформації визначалася спеціальним тестовим набором, в якому електричний опір (R) вимірювався пропусканням струму від зовнішнього джерела живлення через зразок, одночасно піддаючи його заданому профілю деформації. Ці випробування проводили на плівках, що містять 90 мас. % лайкри, попередньо підданих обробці ЕГ, внаслідок високих значень еластичності і електропровідності. Як показано на рис. 9 *а, б*, модуляція резистентності становить до 20 і 80% для деформації 10 і 50% відповідно, і така поведінка може бути пояснена простим геометричним ефектом. Припускаючи що поверхня нестислива (коефіцієнт Пуассона 0,5) [42] і, маючи постійний питомий опір, можна обчислити зменшення площі поперечного перерізу зразка для даного розширення, а отже, і теоретичний опір (R_T). Залежність R від деформації дуже добре описується цією простою моделлю. Тим не менш, для деформацій, що перевищують 50 %, значення R вище, ніж R_T , що вказує на зміну власного опору. Це можна пояснити можливістю модифікації струмопровідної мережі. При відносно високих деформаціях (> 80 %) зразок демонстрував пластичну деформацію з постійним підвищеним опором. Було відзначено, що деякі зразки з меншим вмістом еластомеру (50 мас. % лайкри) і виготовлені з погано розчиненої лайкри, представили деякі непошкоджені нитки з вихідної пряжі в кінцевій композитній плівці (рис. 9 *в*). У цих випадках поліуретанові нитки опосередковано контролюють морфологію електропровідної мережі з точки зору виключення об'єму, в якому ПЕДОТ:ПСС може бути диспергований, але також і дисперсію розтягуючої напруги, яка, діє на нитки (рис. 9 *г*). Композитна плівка тріщить, після перевищення порогової деформації порядку 10 %. Тести зондування для зразку демонструють цікаву бімодальну поведінку. Для деформацій, менших за поріг, матеріал не чутливий, тоді як для більш високих деформацій (після утворення тріщин), чутливість раптово

зростає (з коефіцієнтом порядку 17000 – 20000 при застосуванні 10 % деформації). Деформація, локалізована на місткових нитках, визначає шлях транспортування носіїв заряду (рис. 9 д). Цікаво, що ця зміна опору є оборотною, при цьому нормалізований опір повертається до початкових значень перед розтріскуванням, коли деформація зменшується до нуля. У майбутньому передбачається розробити нові матеріали в яких, наприклад, волокна лайкри покриті ПЕДОТ:ПСС, потім можуть бути використані для провідникової плівкової арматури або як сенсорний пристрій. Початкові тести вже почалися з заохочувальних первинних результатів.

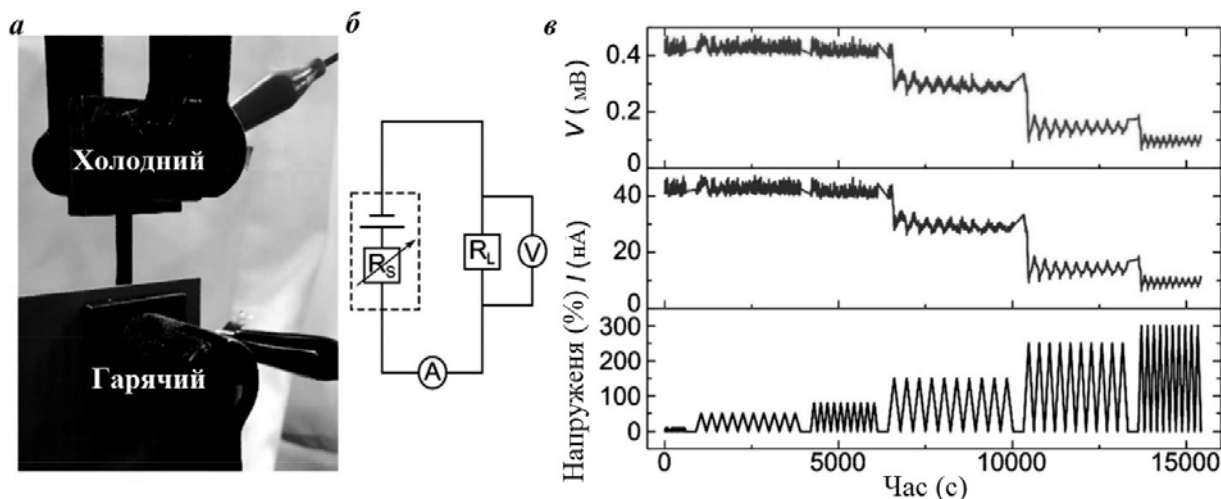


Рис. 10. а) Експериментальна установка для перевірки концепції вимірювання деформації датчика деформації. б) Еквівалентна схема для досліджуваної плівки, джерелом напруги є термонапруга, що генерується різницею температур на кінцях зразка, R_s - внутрішній опір плівки і R_L - зовнішнє опір навантаження. в) Зміна напруги і струму через навантажувальний резистор з деформацією і часом [7]

Щоб продемонструвати концепцію тензодатчика з автономним живленням на основі термоелектричного ефекту, плівка, що містить 90 мас. % лайкри, піддалася постійній різниці температур 30 °С, при цьому одноосно деформувалася (рис. 10 а). Коли зразок був послідовно підключений до 10 кОм навантажувального резистора, термострум був викликаний напругою Зеебека. Відзначено, що опір навантаження 10 кОм було обрано, щоб відповідати внутрішньому спектральному опору при високих напруженнях, отже максимізуючи вихідну потужність. Однак внутрішній опір змінюється при застосуванні деформації. Таким чином, для більш ефективного автономного тензорезистора, ідеальним чином модулювати опору навантаження має бути деформація. Незважаючи на це, на рис. 10 в показано, що великі деформації, які перевищують 80 %, можуть бути чітко відчуті одночасно зміною напруги і струму. Отже, термострум, що генерується, проходячи через зовнішній контур, також змінюється. Враховуючи еквівалентний циркуляційний контур на рис. 10 б, напруга, виміряна по всьому навантажувальному резистору, пропорційна тільки опору навантаження, і тому вона змінюється пропорційно зміні термоструму, згідно з вимірами, представленими на малюнку 10 в. Але датчик з автономним живленням не реагує лише на напругу. Насправді це показує чутливість до інших стимулів, наприклад, температури навколишнього середовища та/або повітряних струмів.

Зазначено, що зразок на рисунку 10 може збирати вихідну потужність до декількох нВт для $T = 30$ °С. Підвищення вихідної потужності до рівня 10–100 мкВт, необхідне для інтегрованої самозабезпечуваної системи (включаючи, наприклад, передачу даних), може бути досягнуто шляхом: 1) збільшення градієнта температури; 2) з'єднанням *p*-типу ТЕ матеріал послідовно з *n*-типу, утворюючи *p* – *n*-перехід; 3) з'єднуючи багато *pn*-переходів послідовно.

Ця робота демонструє стратегію розгортання розтяжних датчиків самостійної потужності, шляхом змішування еластомерного поліуретану (лайкра) з кращим сучасним органічним термоелектричним матеріалом, ПЕДОТ:ПСС. При цьому основні технологічні обмеження ПЕДОТ:ПСС, а саме крихкість, технологічність і витрати, одночасно були подолані. Досягнуто безпрецедентне навантаження при розриві 700 % 150 % для суміші, що містить 90 мас. % Лайкри після ЕГ ванни, при збереженні високої електричної провідності (79 ± 5 См/см) і коефіцієнта

Зесбека (16 ± 1 мкВ/К). Цей новий матеріал показав чутливість до різних стимулів, включаючи деформацію, а також температуру навколишнього середовища та/або повітряний потік [7].

Використання в медицині

Електронні та оптоелектронні напівпровідникові компоненти є будівельними блоками сучасних приладів та обладнання для: сенсорів, відображення та зв'язку. Системи, що включають ці компоненти, зазвичай виготовляються на механічно жорстких друкованих платах. Ці системи також можуть бути побудовані на гнучких плівках на основі полімерів [41, 43] які витримують згинання в декілька сантиметрів близько однієї осі, але піддаються появі тріщин від надмірної деформації згинання або напруги втоми матеріалу.

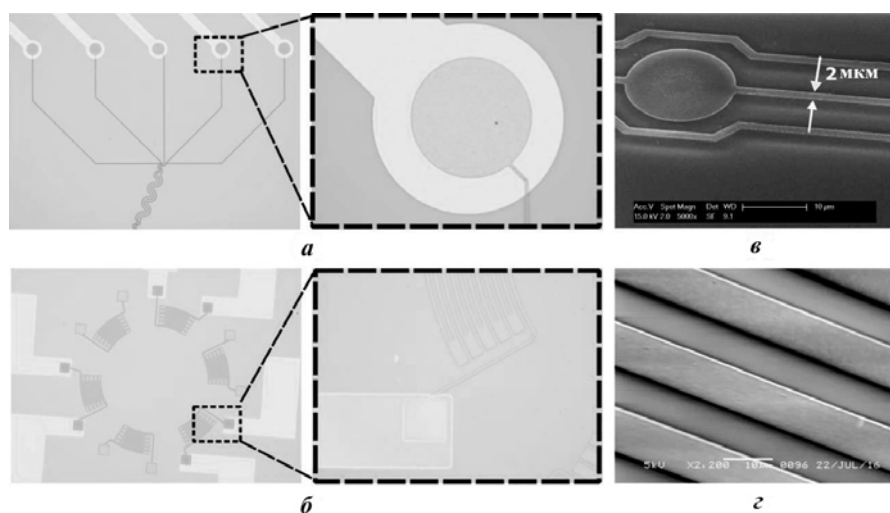


Рис. 11. Зображення з оптичного та сканувального електронного мікроскопа (СЕМ) показують зразки плівок ПЕДОТ:ПСС з наддрукованими мікроструктурами: *а*) та *б*) мікроелектроди; *б*) і *г*) серпентиноподібна геометрія, запропонована в якості тензOMETричного датчика для визначення напруги в середовищі клітин у платформі «серце на чіпі» [51]

Системи, які мають високу гнучкість (міліметрову шкалу), розтягуються, придатні до будь-якої топології поверхні і механічно нечутливі до втомної деформації, значно розширяють сферу використання електроніки. Наприклад, в медицині існує потреба в електроніці, що підбирає форму людського тіла і деформується разом з людським тілом[35], щоб проводити точну діагностику і терапію. Для розробки більш спеціалізованих і високоточних платформ органів на чіпі (ОНЧ) необхідні сенсорні та стимулюючі мікроструктури.

Цікавим альтернативним матеріалом для розробки мікроструктур, призначених для моніторингу та стимулювання мікрооточення клітин в ОНЧ, є провідний полімер ПЕДОТ:ПСС [44]. Його електропровідність обумовлена делокалізованими π -електронами в межах його хімічної структури та наявністю сульфонованих полістиролів (ПСС). Він має переваги завдяки електронній та іонній провідності, а також механічним ($E \sim 1,2$ ГПа) і оптичним властивостям ($T > 90\%$) [45]. Отримані мікроструктури ПЕДОТ: ПСС, які можна використовувати як мікроелектроди, так і тензодатчики, представлені на рис. 11 *а-в* і рис. 11 *б-г* відповідно. Зокрема, на рис. 11 *в* показано близьке зображення мікроелектродів, що демонструють, що бічні розміри до 2 мкм були успішно нанесені [45].

Розроблені мікроструктури інтегрувалися в мембрану полідиметилсилоксану, що підтверджує сумісність матеріалу з платформою «серце на чіпі», представлену в [44, 46]. Хоча ПЕДОТ:ПСС вже застосовувався у відповідних пристроях для вивчення клітин нейронів, як жорсткий матеріал, його використання в якості основної підкладки було ускладнене через складність методів виготовлення та відсутність сумісності з високими вимогами до виробничих схем [47, 48].

Мікроструктури вбудовували в мембрани полідиметилсилоксану товщиною 9 мкм, зберігаючи підхід виготовлення на рівні пластин (рис. 12 *а*). На рис. 12 *б* СЕМ зображення показує

мікроструктури, що відповідають тензометричним датчикам і мікроелектродам, вбудованим у дві полідиметилсилоксанові (ПДМС) мембрани різних розмірів і форм. Досягнуті результати чітко вказують на те, що цей матеріал може бути ефективно використаний при виготовленні мікроелектропровідних структур для застосування в ОНЧ [45].

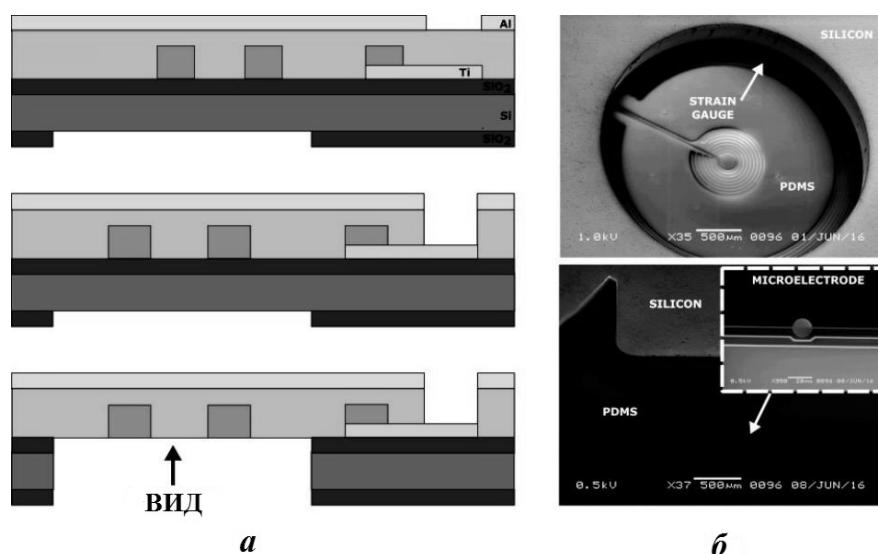


Рис. 12. а) Процес виготовлення пластин на мікроструктурах ПЕДОТ:ПСС, вбудованих в полідиметилсилоксанову мембрану товщиною 9 мкм; б) СЕМ-зображення мікроструктур, що відповідають тензометричним вимірювачам і мікроелектродам, вбудованим в мембрани полідиметилсилоксану [50]

Моніторинг здоров'я в режимі реального часу може дозволити прогнозувати і запобігти захворюванню або поліпшити лікування шляхом діагностики захворювань на ранніх стадіях. Для вирішення цих завдань існує надійний, гнучкий прилад для моніторингу здоров'я, який містить знімну багатошарову конструкцію, роздрукований триосний датчик прискорення для виявлення руху, а також три окремі сенсори для моніторингу життєвих ознак. Зокрема, розроблений пристрій для використання сенсорів та транзисторів на основі вуглецевих нанотрубок (ВНТ), які використовують унікальні та високопродуктивні властивості цих матеріалів, наприклад, високу мобільність.

Три надруковані компоненти моніторингу здоров'я: датчик температури шкіри, датчик ЕКГ і екологічний датчик для виявлення ультрафіолетового (УФ) світла. У пристрої є два знімних компоненти [49], які стосуються витрат і гігієни. Нерозбірний сенсорний лист несе більш дорогі компоненти, тоді як одноразовий сенсорний лист, призначений для носіння в контакті з шкірою, розроблений і виготовлений з низькою вартістю. Два листи прикріплені за допомогою гнучкого, стабільного, контакту рідкого металу з евтектичним галій-індієм (ЕГалІ). Пристрій складається з двох аркушів, як показано на рис. 13 (від а до і).

Одноразовий чутливий компонент який безпосереднього контактує зі шкірою має триосний датчик прискорення, датчики електрокардіограми (ЕКГ) та температури зі включенням в шар наночатинок срібла (Ag), всі з яких були надруковані на лист одноразового поліетилентерефталату (ПЕТ) з структурою кірігамі (структура кірігамі – плівка зі структурними вирізами, які збільшують еластичність і гнучкість плівки), що дозволяє їй зручно розтягуватися на тілі людини. Багатошарові пластикові листи структури кірігамі пригнічують його механічну жорсткість, роблячи її нездатною повністю розтягнутись після прикріплення пристрою до шкіри. Однак, коли користувач є активним, пристрій може злегка розтягуватися внаслідок динаміки між структурою кірігамі і шкірою в русі. Незважаючи на те, що пристрій не повністю розтягується, структура кірігамі покращує комфорт для носіїв.

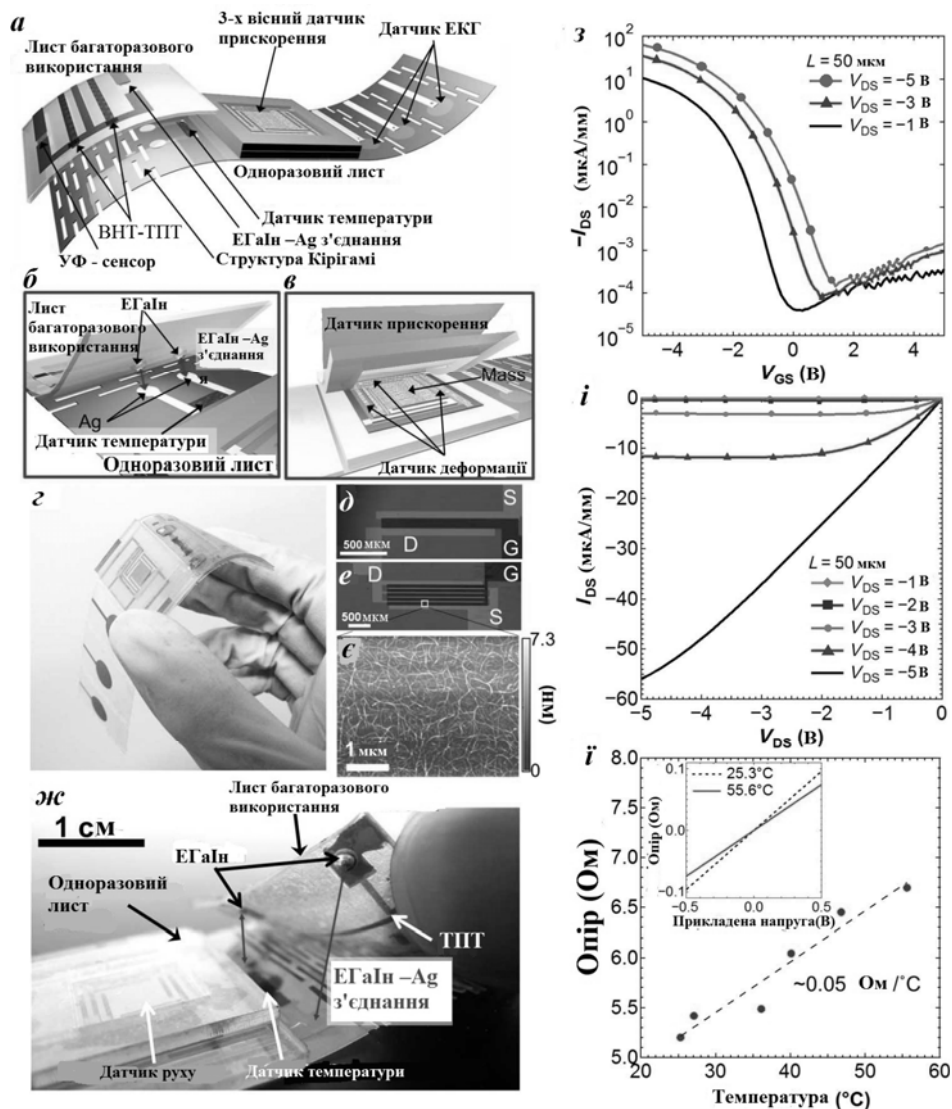


Рис. 13. Багатофункціональний, гнучкий, переносний прилад для моніторингу здоров'я [51].

На рис. 13 представлено: а) схеми всієї структури пристрою, включаючи одноразові та багаторазові компоненти; б) ЕГaIn та область контакту Ag між листами; в) датчик 3-х осного прискорення; г) Зображення виготовленого пристрою. Зображення оптичної мікроскопії, що показують архітектури вуглецеві нанотрубки – тонкоплівкових транзисторів, що використовуються для д) УФ-сенсора і е) датчика температури; е) Атомно-силовий мікроскопічний знімок плівки мережі ВНТ, що використовується для напівпровідникового каналу тонкоплівкових транзисторів (ТПТ); ж) Зображення пристрою, особливо зосереджене на області контакту ЕГaIn -Ag між листами; з) I_{DS} - V_{GS} та і) I_{DS} - V_{DS} характеристики ВНТ-ТПТ, що представляють пристрої, які використовуються в даному дослідженні (точки D, G, S показано на рис.13 д, е); і) Ділянка електричного опору як функція температури для контакту ЕГaIn -Ag з'єднання. Вставка порівнює I-V характеристики при 25,3 та 55,6 $^{\circ}$ С.

Зазначимо також, що структура кірігамі була зроблена для запобігання механічних і електричних збоїв, що виникають із-за напруги, викликані механічним розтягуванням, зокрема, коли пристрій включає датчики і ТПТ. У майбутньому електроди, ймовірно, повинні бути сформовані над структурою. Для підтвердження цієї можливості було виміряно зміну електричного опору надрукованих за допомогою 3D-принтера електродів зі срібла над структурою як функції розтягування. Оскільки опір електродів становив $\sim 6,12$ Ом, зміна кількох відсотків опору є незначною для інтеграції датчиків, опір яких не набагато вище цього значення. Другий компонент являє собою багаторазовий лист на основі поліамідної підкладки, що складається з УФ-сенсора, ВНТ-ТПТ - опосередкованих схем перемикання для датчиків на обох аркушах і

фіксованого електричного з'єднання EGaIn. Електричний інтерфейс між двома листами з'єднує датчик температури на одноразовому компоненті з ланцюгом ВНТ-ТПТ на багаторазовому аркуші. Це було зроблено з використанням контактів EGaIn, про які попередньо повідомлялося, що вони стабільні при механічному згинанні [47]. EGaIn поміщали на багаторазовий лист в невеликих камерах, виконаних з силіконового каучуку і ПДМС. Всі датчики були виготовлені методами, такими як трафаретний друк. Датчики діють через зміни опору, викликані відповідними стимулами. Датчик прискорення має три датчика деформації, які реагують на зміни структурної деформації. Ці датчики деформації були виготовлені з суміші наночастинок Ag та одношарових фарб ВНТ. Датчик температури друкували з суміші чорнила ВНТ і полі (3,4-етилендиокситиофена):полістирол-сульфонату. Останній, ультрафіолетовий датчик, був виготовлений за допомогою нанесення мереж нанодротів ZnO. Зображення всього пристрою та його окремих компонентів представлені на рис. 13 з.

Нарешті, як перший доказ концепції повної функціональності пристрою (тобто гнучке прикріплення до тіла, для спостереження за медичною інформацією і контролем за фізичним рухом людини), пристрій було прикріплено безпосередньо до шкіри грудей 23-річного чоловіка [51].

На рис. 14 представлено: а) Зображення багатофункціонального пристрою, прикріпленого безпосередньо до шкіри, польові транзистори; б) Результати прискорення (руху) в реальному часі, ЕКГ, температури шкіри та УФ-моніторингу; в) R-R інтервали в спокої і під час кроку (активності), виміряні пристроєм. Вставка: графік часу ЕКГ, що показує спосіб вимірювання R-R інтервалу сигналу ЕКГ; г) R-R інтервали в непристосованому стані і відразу після перебування в положенні вниз. Цей експеримент проводили в приміщенні, і вихід кожного датчика вимірювали одночасно. Внаслідок обмежень в установці вимірювання для виявлення руху використовувався тільки один промінь датчика №1 (датчика прискорення). Під час тестування в реальному часі вимірювалися температура шкіри, ЕКГ та УФ-експозиція при наступних станах фізичної активності: спокій, швидкі кроки (імітація бігу), кроки ходьби і лежачи (імітація сну).

Температурні та УФ-датчики контролювалися перемиканням ВНТ-ТПТ. Для електромагнітної напруги на електроди затвору була застосована квадратна хвиля (квадратна хвиля - це несинусоїдальна періодична форма хвилі, в якій амплітуда чергується з постійною частотою між фіксованими мінімальними та максимальними значеннями, з однаковою тривалістю як мінімум, так і максимум.) з амплітудою -3 В і частотою 6 Гц; для вимкненого стану була застосована та ж хвиля з амплітудою +3 В. Повний набір вимірювань показаний на рис. 14 в.

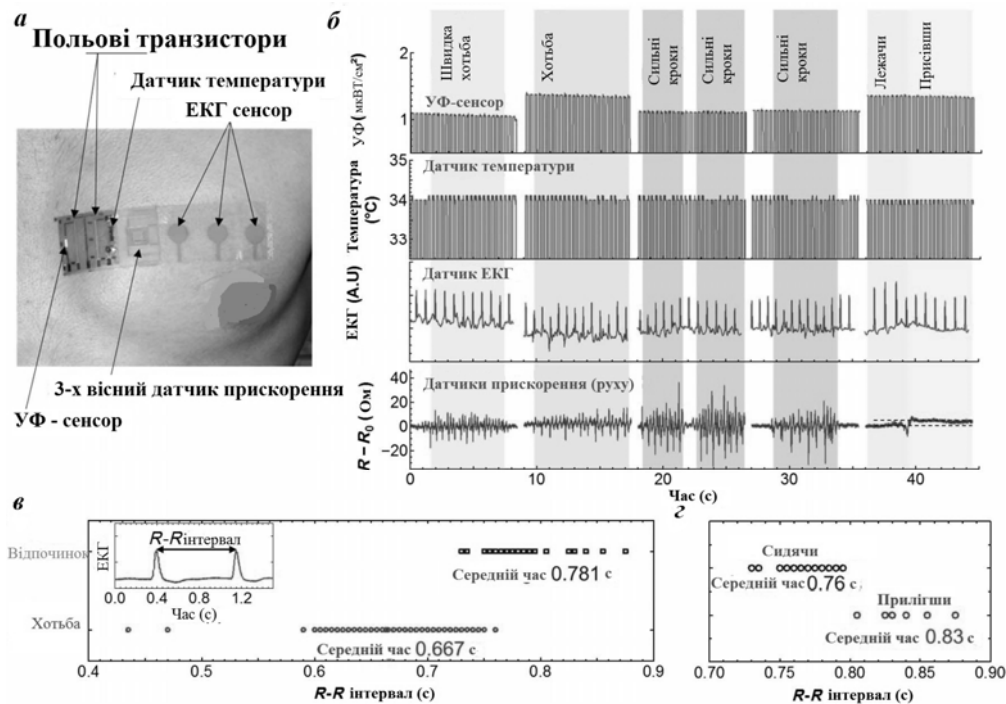


Рис. 14. Демонстрація моніторингу охорони здоров'я [50]

Температура шкіри становила близько 32°C, тоді як середня частота серцевих скорочень, отримана з ЕКГ-сигналу, була в межах 76,8 в спокої і 89,9 ударів за хвилину, залежно від ступеня фізичної активності відповідно (рис. 14, а і з). Температура шкіри була майже постійною через короткий час вимірювання та фізичних навантажень, що також підтверджувалося наявним інфрачервоним (ІЧ) датчиком. Як і очікувалося, результати показують, що виміряна частота серцевих скорочень сильно залежить від руху людини, підкреслюючи важливість контролю стану здоров'я одночасно з фізичною активністю. Оскільки експерименти проводили в приміщенні, потужність УФ-випромінювання складала ~ 1 мВт/см². Однак, при сонячному світлі, УФ-потужність була збільшена до приблизно 170 мВт/см² [50].

Нарешті, датчик прискорення міг успішно розрізняти кожну фізичну активність, а диференціювання між крокуванням і ходьбою було можливо визначити шляхом моніторингу частоти і амплітуди піків прискорення. Крім того, порівняння між вихідними показниками сигналу датчика показує, що уповільнення частоти сигналів, від положення коли людина лежить до положення коли людина присіла, як продемонстровано на рис. 14 б, показує, що вихідні сигнали датчика показують збільшення опору і не спостерігається піків; це суттєво контрастує з вихідними показниками сигналів, отриманих для всіх станів, що включають рух. Цей висновок свідчить про те, що датчик прискорення може контролювати рухи людей і розрізняти активні умови і пасивні (тобто, стоячи і лежачи), і що різні стани можуть бути ідентифіковані з підпису на виході, за винятком їжі/пиття. Споживання енергії також є важливим фактором для практичного застосування пристрою як загальної системи. Пристрій, обговорюваний тут, не був інтегрований з системою обробки сигналів, тому не вимірювалося енергоспоживання [50].

Висновки

В результаті аналізу існуючих теоретичних моделей, експериментальних даних щодо провідного органічного полімеру полі-3,4-етилендіоксітіофен-полістирол сульфонату та його застосування в науці та техніці можна зробити наступні висновки.

1. Полі-3,4-етилендіоксітіофен-полістирол сульфонат (ПЕДОТ:ПСС) являє собою полімерний електроліт, що складається з позитивно зарядженого полімеру (ПЕДОТ) і негативно зарядженої поверхнево-активної речовини – аніонного сурфактанта – полістиролсульфонової кислоти (ПСС), яка допомагає диспергувати і стабілізувати ПЕДОТ у воді та інших розчинниках.

2. У водній суспензії ПЕДОТ:ПСС утворює міцелеву структуру, в якій гідрофобне ядро ПЕДОТ оточене оболонкою гідрофільної ПСС. Під час осадження ця структура зберігається, утворюючи локалізовані ділянки провідного ПЕДОТ, оточені ізоляційними ділянками ПСС.

3. ПЕДОТ:ПСС демонструє широкий діапазон електропровідності від 10^{-2} до 10^3 См/см, що залежать від умов синтезу, добавок або пост-обробки. Плівки ПЕДОТ:ПСС мають високе значення роботи виходу 5,0–5,2 еВ. Перенесення заряду в провідному полімері ПЕДОТ відбувається по системі спряжених зв'язків за рахунок електронно-обмінних реакцій між сусідніми редокс-місцями (між фрагментами полімеру, на яких делокалізуються електрон або дірка) і супроводжується рухом аніонів-допантів вздовж полімерного ланцюга. Окрім того ПЕДОТ:ПСС має хорошу фото- та і електричну стабільність на повітрі. Ширина забороненої зони ПЕДОТ складає 1,6–1,7 еВ, що помітно менше, ніж у незаміщеного політіофену.

4. Провідний полімер ПЕДОТ:ПСС проявляє термоелектричні властивості. Добротність термоелектричних матеріалів, виготовлених на його основі складає до 0,42, що є в безпосередній близькості від кращих неорганічних матеріалів, таких як телурид вісмуту.

5. Провідний полімер ПЕДОТ:ПСС знайшов широке застосування в органічній електроніці в різного виду пристроях: органічних сонячних батареях, органічних тонкопліткових транзисторах та інтегральних схемах, органічних світлодіодах та дисплеях.

6. ПЕДОТ:ПСС є перспективним матеріалом для створення гнучкої підкладки для різноманітних приладів медичного призначення, на якій можна розміщувати різні датчики, що контролюють різного роду параметри моніторингу здоров'я людини (температуру, кров'яний тиск, частоту серцевих скорочень тощо).

Література

1. *Po R., Carbonera C., Bernardi A., et al.* Polymer- and carbon-based electrodes for polymer solar cells: Toward low-cost, continuous fabrication over large area // *Solar Energy Materials & Solar Cells.*– 2012.– V.100.– P. 97-114.
2. *Sun K., Zhang S., Li P., et al.* Review on application of PEDOTs and PEDOT:PSS in energy conversion and storage devices // *Journal of Materials Science Materials in Electronics.*– 2015.– V. 26, No 7.– P. 1-25.
3. *Huang L. M., Chen C. H., Wen T. C.* Development and characterization of flexible electrochromic devices based on polyaniline and poly(3,4-ethylenedioxythiophene)-poly(styrene sulfonic acid) // *Electrochimica Acta.* – 2006 .– V. 51, No 26.– P. 5858-5863.
4. *Kim Y., Kim E.* Complementary electrochromic windows with conductive nano-composite thin films // *Current app. physics.*– 2008.– V. 8, No 6.– P. 752–754.
5. *Mortimer R. J., Dyer A. L., Reynolds J. R.* Electrochromic organic and polymeric materials for display applications // *Displays.*– 2006.– V. 27.– P. 2–18.
6. *O'Kane M.* Solution-Processing Techniques: A Comparison [Електронний ресурс] / Mary O'Kane // *Ossila.* – Режим доступу до ресурсу: <https://www.ossila.com/pages/solution-processing-techniques-comparison>.
7. *Taroni J., Santagiuliana G., Wan K. et al.* Toward Stretchable Self-Powered Sensors Based on the Thermoelectric Response of PEDOT:PSS/Polyurethane Blends // *Adv. Funct. Mater.*– 2018.– V. 28, No 15.
8. *Service R. F.* Electronic Textiles Charge Ahead // *Science.*– 2003.– V. 301, No. 5635.– P.– 909.
9. *Cima M. J.* Next-generation wearable electronics // *Nat. Biotechnol.*– 2014.– V. 32 .– P. 642–643.
10. *Zeng W., Shu L., Li Q., et al.* Fiber-Based Wearable Electronics: A Review of Materials, Fabrication, Devices, and Applications // *Adv. Mater.*– 2014.– V.26.– P. 5310-5336.
11. *Tricoli A., Nasiri N., De S.* Wearable and Miniaturized Sensor Technologies for Personalized and Preventive Medicine // *Adv. Funct. Mater.*– 2017.– V. 27, No 15.
12. *Kim G.H., Shao L., Zhang K., et al.* Engineered doping of organic semiconductors for enhanced thermoelectric efficiency // *Nat Mater.*– 2013.– V.12, No 8.– P. 719-723.
13. *Goldsmid H. J.* Towards Improved Thermoelectric Generator Materials // *J. Electron. Mater.*– 2017.– V.46.– P. 2599.
14. *Snyder G. J., Toberer E. S.* Complex thermoelectric materials // *Nat. Mater.*– 2008 .– V. 7.– P. 105–114.
15. *Cho C., Wallace K. L., Tzeng P., et al.* Outstanding Low Temperature Thermoelectric Power Factor from Completely Organic Thin Films Enabled by Multidimensional Conjugated Nanomaterials // *Adv. Energy Mater.*–2016.– V.6, No. 7.– P. 1502168-1502176.
16. *Cho C., Stevens B., Hsu J. H., et al.* Completely organic multilayer thin film with thermoelectric power factor rivaling inorganic tellurides // *Adv. Mater.*–2015 .– V. 27, No.19.– P. 2996-3001.
17. *Bounioux C., Diaz-Chao P., Campoy-Quiles M., et al.* Thermoelectric composites of poly(3-hexylthiophene) and carbon nanotubes with a large power factor // *Energy Environ. Sci.*– 2013.– V. 6.–P. 918-925.
18. *Dörling B., Ryan J. D., Craddock J. D., et al.* Photoinduced p- to n-type Switching in Thermoelectric Polymer-Carbon Nanotube Composites // *Adv. Mater.*– 2016.– V.28, No. 14 .– P. 2782-2789.
19. *Nardes A. M., Kemerink M., Janssen R. A. J., et al.* Microscopic understanding of the anisotropic conductivity of PEDOT:PSS thin films // *Adv. Mater.*– 2007.– V. 19, No. 9 .– P. 1196-2000.
20. *Chang K.-C., Jeng M.-S., Yang C.-C., et al.* The Thermoelectric Performance of Poly(3,4-ethylenedioxythiophene) / Poly(4-styrenesulfonate) Thin Films // *J. Electron. Mater.*–2009.– V. 38, No 7.– P. 1182-1188.
21. *Liu C., Lu B., Yan J., et al.* Highly conducting free-standing poly(3,4-ethylenedioxythiophene)/poly(styrenesulfonate) films with improved thermoelectric performances // *Synth. Met.*–2010.– V. 160, No. 23-24.– P. 2481-2485.
22. *Tsai T.-C., Chang H.-C., Chen C.-H., et al.* Widely variable Seebeck coefficient and enhanced thermoelectric power of PEDOT:PSS films by blending thermal decomposable ammonium formate // *Org. Electron.*– 2011.– V. 12 .– P. 2159-2164.

23. *Nardes A. M., Janssen R. J., Kemerink M.* A Morphological Model for the Solvent-Enhanced Conductivity of PEDOT:PSS Thin Films // *Adv. Funct. Mater.*– 2008.– V. 18.– P. 865-871.
24. *Crispin X., Marciniak S., Osikowicz W., et al.* Conductivity, morphology, interfacial chemistry, and stability of poly(3,4-ethylenedioxythiophene)-poly(styrene sulfonate): A photoelectron spectroscopy study // *J. Polym. Sci., Part B: Polym. Phys.*– 2003.– V. 41, No. 21.– P. 2561-2583.
25. *Bubnova O., Berggren M., Crispin X., et al.* Tuning the Thermoelectric Properties of Conducting Polymers in an Electrochemical Transistor // *Chem. Soc.*– 2012.– V. 134, No. 40.– P. 16456-16459.
26. *Bubnova O., Khan Z. U., Malti A., et al.* Optimization of the thermoelectric figure of merit in the conducting polymer poly(3,4-ethylenedioxythiophene) // *Nat. Mater.*– 2011.– V. 10, No. 6.– P. 429-433.
27. *Park T., Park C., Kim B., et al.* Flexible PEDOT electrodes with large thermoelectric power factors to generate electricity by the touch of fingertips // *Energy Environ. Sci.*– 2013.– V. 6, No. 3.– P. 788-792.
28. *Murakami T., Mori Y., Okuzaki H.* Effect of Ethylene Glycol on Structure and Carrier Transport in Highly Conductive Poly(3,4-ethylenedioxythiophene)/poly(4-styrenesulfonate) // *Trans. Mater. Res. Soc. Jpn.*– 2011.– V. 36, No. 2.– P. 165.–168.
29. *Kim J., Jung J., Lee D., et al.* Enhancement of electrical conductivity of poly(3,4-ethylenedioxythiophene)/poly(4-styrenesulfonate) by a change of solvents // *Synth. Met.*– 2002.– V. 126, No. 2-3.– P. 311-316.
30. *Zhang F., Zang Y., Huang D., et al.* Flexible and self-powered temperature–pressure dual-parameter sensors using microstructure-frame-supported organic thermoelectric materials // *Nat. Commun.*– 2015.– V. 6.– P. 8356.
31. *Shinji H., Takayuki O.* Plasmonics: visit the past to know the future. // *J. Phys. D: Appl. Phys.*– 2012.– V. 45, No. 43.– P. 433001.
32. *Xu X., Fukuda K., Karki A., et al.* Thermally stable, highly efficient, ultraflexible organic photovoltaics // *Proceedings of the National Academy of Sciences USA* .– 2018.– V. 115, No. 18.– P. 4589–4594.
33. *Бочкарев М.Н., Витухновский А.Г., Каткова М.А.* Органические светоизлучающие диоды (ОЛЕД).– Москва.: ДЕКОМ, 2011. – 364 с.
34. *Viventi J., Kim D.-H., Moss J. D., et al.* A Conformal, Bio-Interfaced Class of Silicon Electronics for Mapping Cardiac Electrophysiology // *Sci. Transl. Med.*– 2010.– V. 2, No. 24.– P. 24ra22 .
35. *Yoon J., Baca A. J., Park S.-I., et al.* Ultrathin silicon solar microcells for semitransparent, mechanically flexible and microconcentrator module designs // *Nat. Mater.*– 2008.– V. 7.– P. 907-915.
36. *Qi Y., Jafferis N. T., Lyons K. Jr. et al.* Piezoelectric ribbons printed onto rubber for flexible energy conversion. // *Nano Lett.*– 2010.– V. 10, No 2.– P. 524 -528.
37. *Siciliano B., Oussama K.* Springer Handbook of Robotics // Springer-Verlag.– Berlin, 2008.– 1611p.
38. *Francoeur A. D.* Choosing the best protection // *Photonics Spectra.*– 2009.– V. 43.– P.50.
39. *Gonzalez M., Axisa F., Bulcke M. V., et al.* Design of Metal Interconnects for Stretchable Electronic Circuits using Finite Element Analysis // *J. Vanfl eteren , Microelectron. Reliab.*– 2008.– V.48, No. 6.– P. 825-832.
40. *Park S. -I., Xiong Y., Kim R.-H., et al.* Printed assemblies of inorganic light-emitting diodes for deformable and semitransparent displays. // *J. A. Rogers , Science.*– 2009.–V. 325, No. 5943 .– P. 977-981.
41. *Hu X., Krull P., de Graff B., et al.* Stretchable Inorganic-Semiconductor Electronic Systems // *Adv. Mater.*–2011.– V. 20.– P. 1–4.
42. *Qi H.J., Boyce M.C.* Constitutive model for stretch-induced softeningof the stress–stretch behavior of elastomericmaterials // *J. Mech. Phys. Solids.*– 2004.– V. 52.– P. 2187-2206.
43. *Du P., O'Grady G., Egbuji J.U., et al.* High-resolution mapping of in vivo gastrointestinal slow wave activity using flexible printed circuit board electrodes: methodology and validation. // *Ann. Biomed.Eng.*–2009.– V. 37, No 4.– P. 839-846.

44. Quirós-Solano W.F., Gaio N., Silvestri C., et al. PEDOT:PSS: a Conductive and Flexible Polymer for Sensor Integration in Organ-on-Chip Platforms // *Procedia Engineering*.–2016 .– V.168.– P. 1184-1187.
45. Cho C.K., Hwang W.J., Eun K., et al. Mechanical flexibility of transparent PEDOT:PSS electrodes prepared by gravure printing for flexible organic solar cells // *Solar Energy Materials and Solar Cells*.– 2011.– V.95, No.12.– P. 3269-3275.
46. Pakazad K., Savov A., van de Stolpe A. et al. A novel stretchable micro-electrode array (SMEA) design for directional stretching of cells // *Journal of Micromechanics and Microengineering*.– 2014 .– V. 24, No. 3.– P. 034003.
47. Soe A. K., Nahavandi S., Khoshmanesh K. Neuroscience goes on a chip // *Biosensors and Bioelectronics*.– 2012.– V. 35, No. 1.– P. 1-13.
48. Bernardeschi I., Greco F., Ciofani G., et al. A soft, stretchable and conductive biointerface for cell mechanobiology // *Biomed Microdevices*.– 2015.
49. Harada S., Arie T., Akita S., et al. Highly Stable Liquid–Solid Metal Contact Toward Multilayered Detachable Flexible Devices // *Adv. Electron. Mater.*– 2015.– V. 1.
50. Yamamoto Y., Harada S., Yamamoto D., et al Printed multifunctional flexible device with an integrated motion sensor for health care monitoring // *Science Advances*.–2016 .– V. 2, No. 11.

References

1. Po R., Carbonera C., Bernardi A., Tinti F., Camaioni N. Polymer- and carbon-based electrodes for polymer solar cells: Toward low-cost, continuous fabrication over large area. *Solar Energy Materials & Solar Cells*. 2012. **100**: 97.
2. Sun K., Zhang S., Li P., Xia Y., Zhang X., Du D., Isikgor F. H., Ouyang J. Review on application of PEDOTs and PEDOT:PSS in energy conversion and storage devices. *Journal of Materials Science Materials in Electronics*. 2015. **26**(7): 1.
3. Huang L. M., Chen C. H., Wen T. C. Development and characterization of flexible electrochromic devices based on polyaniline and poly(3,4-ethylenedioxythiophene)-poly(styrene sulfonic acid). *Electrochimica Acta*. 2006 . **51**(26): 5858.
4. Kim Y., Kim E. Complementary electrochromic windows with conductive nano-composite thin films. *Current app. physics*. 2008.**8**(6):752.
5. Mortimer R. J., Dyer A. L., Reynolds J. R. Electrochromic organic and polymeric materials for display applications. *Displays*. 2006. **27**:2.
6. O'Kane M. Solution-Processing Techniques: A Comparison <https://www.ossila.com/pages/solution-processing-techniques-comparison>.
7. Taroni J., Santagiuliana G., Wan K. Calado P., Qiu M., Zhang H., Pugno N. M., Palma M., Stingelin-Stutzman N., Heeney M. Toward Stretchable Self-Powered Sensors Based on the Thermoelectric Response of PEDOT:PSS/Polyurethane Blends. *Adv. Funct. Mater.* 2018. **28**(15).
8. Service R. F. Electronic Textiles Charge Ahead. *Science*. 2003. 301(5635): 909.
9. Cima M. J. Next-generation wearable electronics. *Nat. Biotechnol.* 2014. **32**: 642.
10. Zeng W., Shu L., Li Q., Chen S., Wang F., Tao X. Fiber. Based Wearable Electronics: A Review of Materials, Fabrication, Devices, and Applications. *Adv. Mater.* 2014. **26**: 5310.
11. Tricoli A., Nasiri N., De S. Wearable and Miniaturized Sensor Technologies for Personalized and Preventive Medicine. *Adv. Funct. Mater.* 2017. **27**(15).
12. Kim G.H., Shao L., Zhang K., et al. Engineered doping of organic semiconductors for enhanced thermoelectric efficiency. *Nat Mater.* 2013. **12**(8): 719.
13. Goldsmid H. J. Towards Improved Thermoelectric Generator Materials. *J. Electron. Mater.* 2017. **46**: 2599.
14. Snyder G. J., Toberer E. S. Complex thermoelectric materials. *Nat. Mater.* 2008 . **7**: 105.
15. Cho C., Wallace K. L., Tzeng P., et al. Outstanding Low Temperature Thermoelectric Power Factor from Completely Organic Thin Films Enabled by Multidimensional Conjugated Nanomaterials // *Adv. Energy Mater.* 2016. **6**(7): 1502168.
16. Cho C., Stevens B., Hsu J. H., Bureau R., Hagen D. A., Regev O., Yu C., Grunlan J. C. Completely organic multilayer thin film with thermoelectric power factor rivaling inorganic tellurides. *Adv. Mater.* 2015. **27**(19): 2996.

17. Bounioux C., Diaz-Chao P., Campoy-Quiles M., Martín-González M. S., Alejandro R. Goñi A. R., Yerushalmi-Rozene R., Müller C. Thermoelectric composites of poly(3-hexylthiophene) and carbon nanotubes with a large power factor. *Energy Environ. Sci.* 2013. **6**: 918-925.
18. Dörfling B., Ryan J. D., Craddock J. D., Sorrentino A., El Basaty A., Gomez A., Garriga M., Eva Pereira, Anthony J. E., Weisenberger M. C., Goñi A. R., Müller C., Campoy-Quiles M. Photoinduced p- to n-type Switching in Thermoelectric Polymer-Carbon Nanotube Composites. *Adv. Mater.* 2016. **28**(14): 2782.
19. Nardes A. M., Kemerink M., Janssen R. A. J., Bastiaansen J.A.M., Kiggen N.M., Langeveld B.M.W., van Breemen A.J., de Kok. M.M. Microscopic understanding of the anisotropic conductivity of PEDOT:PSS thin films. *Adv. Mater.* 2007. **19**(9): 1196.
20. Chang K.-C., Jeng M.-S., Yang C.-C., Chou Y.-W., Wu S.-K., Thomas M. A., Peng Y.-C. The Thermoelectric Performance of Poly(3,4-ethylenedioxythiophene) / Poly(4-styrenesulfonate) Thin Films. *J. Electron. Mater.* 2009. **38**(7): 1182.
21. Liu C., Lu B., Yan J., Xu J., Yue R., Zhu Z., Zhou S., Hu X., Zhang Z., Chen P., Highly conducting free-standing poly(3,4-ethylenedioxythiophene)/poly(styrenesulfonate) films with improved thermoelectric performances. *Synth. Met.* 2010. **160**(23-24): 2481.
22. Tsai T.-C., Chang H.-C., Chen C.-H., Whang W.-T.. Widely variable Seebeck coefficient and enhanced thermoelectric power of PEDOT:PSS films by blending thermal decomposable ammonium formate. *Org. Electron.* 2011. **12**: 2159.
23. Nardes A. M., Janssen R. A. J., Kemerink M. A Morphological Model for the Solvent-Enhanced Conductivity of PEDOT:PSS Thin Films. *Adv. Funct. Mater.* 2008. **18**: 865.
24. Crispin X., Marciniak S., Osikowicz W., Zotti G., Denier van der Gon A. W., Louwet F., Fahlman M., L. Groenendaal, Schryver F. C., de Salaneck W. R. Conductivity, morphology, interfacial chemistry, and stability of poly(3,4-ethylene dioxythiophene)-poly(styrene sulfonate): A photoelectron spectroscopy study. *J. Polym. Sci., Part B: Polym. Phys.* 2003. **41**(21): 2561.
25. Bubnova O., Berggren M., Crispin X. Tuning the Thermoelectric Properties of Conducting Polymers in an Electrochemical Transistor. *Chem. Soc.* 2012. **134**(40): 16456.
26. Bubnova O., Khan Z. U., Malti A., et al. Optimization of the thermoelectric figure of merit in the conducting polymer poly(3,4-ethylenedioxythiophene). *Nat. Mater.* 2011. **10**(6): 429.
27. Park T., Park C., Kim B., Braun S., Fahlman M., Berggren M., Crispin X. Flexible PEDOT electrodes with large thermoelectric power factors to generate electricity by the touch of fingertips. *Energy Environ. Sci.* 2013. **6**(3):788.
28. Murakami T., Mori Y., Okuzaki H. Effect of Ethylene Glycol on Structure and Carrier Transport in Highly Conductive Poly(3,4-ethylenedioxythiophene)/poly(4-styrenesulfonate). *Trans. Mater. Res. Soc. Jpn.* 2011. **36**(2): 165.
29. Kim J., Jung J., Lee D., Joo J. Enhancement of electrical conductivity of poly(3,4-ethylenedioxythiophene)/poly(4-styrenesulfonate) by a change of solvents. *Synth. Met.* 2002. **126**(2-3): 311.
30. Zhang F., Zang Y., Huang D., Di C.-A., Zhu D., Flexible and self-powered temperature-pressure dual-parameter sensors using microstructure-frame-supported organic thermoelectric materials. *Nat. Commun.* 2015. **6**: 8356.
31. Shinji H., Takayuki O. Plasmonics: visit the past to know the future. *J. Phys. D: Appl. Phys.* 2012. **45**(43): 433001.
32. Xu X., Fukuda K., Karki A., Park S., Kimura H., Jinno H., Watanabe N., Yamamoto S., Shimomura S., Kitazawa D., Yokota T., Umezumi S., Nguyen T.-Q., Someya T. Thermally stable, highly efficient, ultraflexible organic photovoltaics. *Proceedings of the National Academy of Sciences USA.* 2018. **115**(18): 4589.
33. Bochkarev M. N, Vitukhnovsky A. G, Katkova M. A Organic Light Emitting Diodes (OLED). (Moscow: DECOM, 2011.) [in Russian]
34. Viventi J., Kim D.-H., Moss J. D., Kim Y.-S, Blanco J. A., Annetta N., Hicks A., Xiao J., Huang Y., Callans D. J., Rogers J. A., Litt B.. A Conformal, Bio-Interfaced Class of Silicon Electronics for Mapping Cardiac Electrophysiology. *Sci. Transl. Med.* 2010. **2**(24): 24ra22.
35. Yoon J., Baca A. J., Elvikis P., Geddes III J. B., Li L., Kim R. H., Xiao J., Wang S., Kim T.-H., Motala M. J., Ahn B. Y., Duoss E. B., Lewis J. A., Nuzzo R. G., Ferreira P. M., Huang Y.,

- Rockett A., Rogers J. A. Ultrathin silicon solar microcells for semitransparent, mechanically flexible and microconcentrator module designs. *Nat. Mater.* 2008. **7**: 907.
36. Qi Y., Jafferis N. T., Lyons K. Jr., Lee C.M., Ahmad H., McAlpine M. C. Piezoelectric ribbons printed onto rubber for flexible energy conversion. *Nano Lett.* 2010. **10**(2): 524.
 37. Siciliano B., Oussama K. *Springer Handbook of Robotics*. (Berlin: Springer-Verlag, 2008).
 38. Francoeur A. D. Choosing the best protection. *Photonics Spectra*. 2009. **43**: 50.
 39. Gonzalez M., Axisa F., Bulcke M. V., Brosteaux D., Vandeveld B., Vanfleteren J. Design of Metal Interconnects for Stretchable Electronic Circuits using Finite Element Analysis. *Microelectron. Reliab.* 2008. **48**(6): 825.
 40. Park S.-I., Xiong Y., Kim R.-H., Elvikis P., Meitl M., Kim D.-H., Wu J., Yoon J., Yu C.-J., Liu Z., Huang Y., Hwang K.-C., Ferreira P., Li X., Choquette K., Rogers J. A. Printed assemblies of inorganic light-emitting diodes for deformable and semitransparent displays. *Science*. 2009. **325**(5943): 977.
 41. Hu X., Krull P., de Graff B., Dowling K., Rogers J. A., Arora W. J. Stretchable Inorganic Semiconductor Electronic Systems. *Adv. Mater.* 2011. **20**: 1.
 42. Qi H.J., Boyce M.C. Constitutive model for stretch-induced softening of the stress–stretch behavior of elastomeric materials. *J. Mech. Phys. Solids*. 2004. **52**: 2187.
 43. Du P., O'Grady G., Egbuji J.U., Lammers W. J., Budgett D., Nielsen P., Windsor J. A., Pullan A. J., Cheng L.K. High-resolution mapping of in vivo gastrointestinal slow wave activity using flexible printed circuit board electrodes: methodology and validation. *Ann. Biomed. Eng.* 2009. **37**(4): 839.
 44. Quirós-Solano W.F., Gaio N., Silvestri C., Pandrauda G., Sarroa P.M. PEDOT:PSS: a Conductive and Flexible Polymer for Sensor Integration in Organ-on-Chip Platforms. *Procedia Engineering*. 2016. **168**: 1184.
 45. Cho C.K., Hwang W.J., Eun K., Choa S.-H., Na S.-I., Kima H.-K. Mechanical flexibility of transparent PEDOT:PSS electrodes prepared by gravure printing for flexible organic solar cells. *Solar Energy Materials and Solar Cells*. 2011. **95**(12): 3269.
 46. Pakazad K., Savov A., van de Stolpe A., Dekker R. A novel stretchable micro-electrode array (SMEA) design for directional stretching of cells. *Journal of Micromechanics and Microengineering*. 2014. **24**(3): 34003.
 47. Soe A. K., Nahavandi S., Khoshmanesh K. Neuroscience goes on a chip. *Biosensors and Bioelectronics*. 2012. **35**(1): 1.
 48. Bernardeschi I., Greco F., Ciofani G., Marino A., Mattoli V., Mazzolai B., Beccai L. A soft, stretchable and conductive biointerface for cell mechanobiology. *Biomed Microdevices*. 2015.
 49. Harada S., Arie T., Akita S., Takei K. Highly Stable Liquid–Solid Metal Contact Toward Multilayered Detachable Flexible Devices. *Adv. Electron. Mater.* 2015. **1**.
 50. Yamamoto Y., Harada S., Yamamoto D., Honda W., Arie T., Akita S., Takei K. Printed multifunctional flexible device with an integrated motion sensor for health care monitoring. *Science Advances*. 2016. **2**(11).

ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА И ПРИМЕНЕНИЕ ПРОВОДЯЩЕГО ОРГАНИЧЕСКОГО ПОЛИМЕРА ПОЛИ-3,4 ЭТИЛЕНДИОКСИТИОФЕН-ПОЛИСТЕРОЛ СУЛЬФАНОЛ

А.А.Билюк, А.Ю.Семчук, А.А.Гаврилюк

*Институт химии поверхности им. А.А.Чуйко Национальной академии наук Украины
ул. Генерала Наумова 17, Киев, 03164, Украина, e-mail: philosoph.tb@gmail.com*

История создания проводящих органических материалов началась с 1977 г., когда путем модифицирования полиацетилена был создан материал, проводящий электрический ток почти так как металлы. Это открытие и другие фундаментальные исследования в области органических полимеров способствовали развитию органической электроники, которая сочетает в себе разработки по физике твердого тела, молекулярной физики, органической и неорганической химии, полимерного материаловедения, электроники и печатного дела. Одним из перспективных материалов, который могут найти, и уже нашел применение в органической электронике является поли-3,4-этилендиокситиофен-полистирол сульфоната (ПЕДОТ:ПСС). Он представляет собой полимерный электролит, состоящий из положительно заряженного полимера (ПЕДОТ) и отрицательно заряженного поверхностно-активного вещества – анионного сурфактанта – полистиренсульфоновой кислоты (ПСС) и является наиболее успешным полимерным материалом с точки зрения практического применения. ПЕДОТ относится к классу замещенных политиофена и является примером хорошего электрохромного материала. Перенос заряда в проводящем полимере ПЕДОТ происходит по системе сопряженных связей за счет электронно-обменных реакций между соседними редокс-местами (между фрагментами полимера, на которых делокализуются электрон или дырка) и сопровождается движением анионов-допанта вдоль полимерной цепи. Недавнее открытие выдающихся термоэлектрических свойств проводящего полимера ПЕДОТ: ПСС открывает новые перспективы использования проводящих органических полимеров в таких областях как робототехника, медицина, реклама и многих других.

Обзор посвящен структуре, физико-химическим свойствам и применению проводящего полимера поли-3,4-этилендиокситиофен-полистирол сульфоната (ПЕДОТ:ПСС), а также методикам изготовления и исследования его свойств, эксплуатационных параметров, направлений практического использования устройств с этого органического полимера. Описаны основные области применения ПЕДОТ: ПСС в электронике, в частности в солнечных элементах и датчиках, а также в биомедицине в качестве подложки.

Ключевые слова: *проводящие полимеры, политиофен, поли-3,4-этилендиокситиофен-полистиролсульфонат, ПЕДОТ:ПСС, полимерный электролит, электропроводность, коэффициент Зеебека, органическая электроника, органические солнечные батареи, органические светоизлучающие диоды, полиуретан, лайкра, тензодатчики*

PHYSICO-CHEMICAL PROPERTIES AND APPLICATION OF THE CONDUCTIVE ORGANIC POLYMER POLY-3,4 ETHYLENEDIOXYTHIOPHENE-POLYSTYROL SULFONAL

A.A. Biliuk, O.Yu. Semchuk, O.O. Havryliuk

Chuiko Institute of Surface Chemistry of National Academy of Sciences of Ukraine 17 General Naumov Str., Kyiv, 03164, Ukraine, e-mail: philosoph.tb@gmail.com

The history of the creation of conductive organic materials began in 1977, when, through the modification of polyacetylene, a material was created that conducts electricity almost as well as metals. These discoveries and other fundamental research in the field of organic polymers have contributed to the development of organic electronics, which combines developments in solid state and molecular physics, organic and inorganic chemistry, polymeric materials science, electronics and printing. One of the promising materials that can and are already being used in organic electronics is poly-3,4-ethylenedioxythiophene-polystyrene sulfonate (PEDOT:PSS) is a polymer electrolyte consisting of a positively charged polymer (PEDOT) and a negatively charged surface-active substances - anionic surfactant - polystyrene sulfonic acid (PSS) and is the most successful polymeric material in terms of practical application. PEDOT is a class of substituted polythiophene and is an example of good electrochromic material. The charge transfer in the conductive PEDOT polymer is via a bonded system due to electron-exchange reactions between adjacent redox sites (between the polymer fragments where the electron or hole is delocalized) and is accompanied by the movement of the dopant anions along the polymer chain. The recent discovery of the outstanding thermoelectric properties of conductive polymer PEDOT: PSS opens up new prospects for the use of conductive organic polymers in such fields as robotics, medicine, advertising, and many others.

The review is devoted to the structure, physicochemical properties and application of conductive polymer of poly-3,4-ethylenedioxythiophene-polystyrene sulfonate (PEDOT: PSS), as well as methods of manufacturing and research of its properties, operational parameters, directions of practical use of devices from this organic polymer. The main applications of PEDOT are described: PSS in electronics, in particular in solar cells and sensors, and in biomedicine as a substrate.

Keywords: *conductive polymers, polythiophenes, poly-3,4-ethylenedioxythiophene-polystyrene sulfonate, PEDOT:PSS, polymer electrolyte, conductivity, Seebeck coefficient, organic electronics, organic solar cells, organic light emitting diodes, tensate diodes, polyurethane, lycra, strain gauges*