

УДК 621.822.681.2:369.64

DOI 10.36910/10.36910/6775-2313-5352-2023-22-15

Найдюнов А.О., Коваль В.М., Душейко М.Г., Барбаш В.А.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

ВПЛИВ МАТЕРІАЛУ ПІДКЛАДКИ НА ХАРАКТЕРИСТИКИ СЕНСОРІВ ВИГИНУ ДЛЯ НОСИМОЇ ЕЛЕКТРОНІКИ

Досліджено вплив різних типів підкладок на електричні характеристики сенсорів вигину, що були виготовлені на основі таких матеріалів, як: поліамід, поліетилен, наноцелюлоза (НЦ) та полівініловий спирт (ПВС). Для оцінки поверхневої морфології використовувалася методика атомно-силової мікроскопії (АСМ). Проведено вимірювання електричних характеристик сенсорів від вигину для кожної з типів підкладок. Отримані результати показали, що шорсткість підкладки має вплив на електричні характеристики сенсорів вигину. Максимальні значення чутливості сенсорів (1.42) спостерігалися для більш шорсткої підкладки на основі наноцелюлози. При цьому такі сенсори децю поступаються величиною часового дрейфу та реверсивності сенсорам на більш гладких підкладках. Встановлені закономірності мають визначне значення для вибору оптимальних підкладок для сенсорів вигину в залежності від конкретних застосувань, зокрема такі прилади доцільно використовувати як одноразові сенсори для носимої електроніки, особливо враховуючи біорозкладність НЦ.

Ключові слова: наноцелюлоза, сенсори вигину, шорсткість, тензочутливість

Постановка проблеми. Носима електроніка на сьогоднішній день стає все більш актуальною і перспективною галуззю, що відкриває безліч можливостей для розробки інноваційних пристроїв, які можуть змінити наше повсякденне життя [1-2]. Сенсори вигину є одними з найважливіших компонентів носимої електроніки, оскільки вони здатні вимірювати і реєструвати рухи тіла або м'язів людини [3]. Застосування сенсорів вигину розповсюджене в різних галузях, включаючи фітнес-трекери, віртуальну реальність, медичні пристрої та інші носимі технології.

Одним з важливих елементів сенсорів вигину є підкладка, яка виконує роль основи для чутливого шару. У резистивних сенсорах вигину використовуються різні типи підкладок (папір, поліамід, поліетилен, тощо [4-5]) для досягнення заданих характеристик. Останнім часом особливу увагу привертають біорозкладні матеріали, які мають важливі екологічні переваги. Біорозкладні полімери [6-7] є привабливою альтернативою для використання в сенсорах вигину, оскільки вони є гнучкими і водночас можуть розкладатися в природних умовах, не залишаючи шкідливих слідів. Розвиток нових матеріалів і технологій дозволяє створювати біорозкладні сенсори з високою чутливістю, стабільністю та точністю вимірювань. Наприклад, використання біокомпозитних матеріалів та наноструктурних технологій сприяє покращенню функціональних характеристик сенсорів [8].

Зростаючий інтерес до здорового способу життя, фітнесу та медичних досліджень змушує вчених та виробників шукати нові рішення для моніторингу фізичної активності та стану організму. Біорозкладні сенсори вигину виявляють великий потенціал у таких застосуваннях, забезпечуючи зручність, одноразовість та здатність пристосовуватися до різних форм та рухів тіла [9-10]. Розвиток Інтернет речей (IoT) та носимої електроніки відкриває нові можливості для застосування біорозкладних сенсорів та їх поєднання з бездротовими комунікаційними протоколами [11].

Незважаючи на існуючі розробки таких сенсорів, бракує досліджень, що порівнюють вплив різних типів підкладок на характеристики сенсорів вигину з однаковою конфігурацією чутливого елементу. Зокрема відсутнє порівняння ефективності штучних і біорозкладних полімерів для використання їх як підкладки в сенсорах вигину. Такий порівняльний аналіз дозволить визначити найефективніші матеріали підкладок та оптимізувати конструкцію сенсорів вигину.

Мета, основне завдання та одержані результати роботи. Метою даного дослідження є порівняння впливу різних типів підкладок з штучних (поліетилен, поліамід) та біорозкладних полімерів (наноцелюлоза, полівініловий спирт) на характеристики резистивних сенсорів вигину.

Синтез сенсорів вигину та методика їх досліджень. Матеріал підкладки був обраний з огляду на механічні характеристики, зокрема величину гнучкості, а також можливість біорозкладання: nanoцелюлоза (НЦ), полівініловий спирт (ПВС), поліетилен і поліімід. Плівка використаного поліімиду була марки ПА6, плівка поліетилену марки ППТ-1500. Для синтезу плівки полівінілового спирту (ПВС) в лабораторії здійснили розчинення порошку ПВС 17-99 у деіонізованій воді. При цьому розчин ПВС підлягав вакуумуванню для видалення повітряних бульбашок, після чого виливався в чашку Петрі. Далі суспензія сушилась в термокамері за температури 60°C протягом 8 год. Плівку nanoцелюлози (НЦ) отримували після сушіння в чашці Петрі суспензії НЦ, яку екстрагували в процесі окиснення органосольвентної очеретяної целюлози в середовищі реагента 2,2,6,6-тетраметилпіперидин-1-оксиду (ТЕМПО).

Як чутливий елемент використовувалася плівка нікелю товщиною 200-250 нм, яка була наносилася на поверхню підкладки за допомогою ВЧ магнетронного розпилення. Технологічні режими нанесення наведено в нашій попередній роботі [12]. Під плівкою нікелю використовувалася плівка титану товщиною 30 нм як адгезивний шар. Геометричні розміри чутливого елемента становили 1.5x11 мм. Як омичні контакти до кінців чутливого елемента сенсора прикріплювали дріт МГТФ за допомогою струмопровідної срібної пасту.

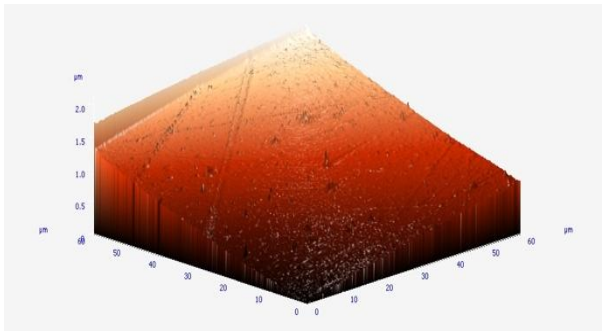
Для вимірювання зміни опору в залежності від вигину сенсора розроблено вимірювальний стенд. Механічна частина стенду складалася з еластичної деформаційної пластини, виготовленої з високолегованої сталі, вигин якої здійснювався за допомогою мікрометричного гвинта. Значення вигину фіксувалось за допомогою мікрометричного індикаторного головки з роздільною здатністю 0,01 мм. Отримані сенсори кріпилися до деформаційної пластини за допомогою клею на основі ціаноакрилату. Оскільки nanoцелюлоза має температурні обмеження, контакти до нікелевого шару реалізувалися за допомогою провідного клею на основі срібних наночастинок. Електрична частина стенду, що призначена для вимірювання опору деформаційних сенсорів під час їх вигину, включала пружинні контакти-зонди і омметр Mastech MS-8040. Спочатку вимірювався початковий опір сенсорів у вихідному положенні (невигнутому стані), а потім сенсори підлягали механічному вигину на задану величину з одночасним вимірюванням відповідного опору. Для оцінки реверсивності роботи сенсорів, проводили вимірювання опору у зворотному напрямку, тобто під час розгину сенсора. Крім того, для оцінки часової стабільності роботи сенсорів проведено вимірювання їх опору за фіксованого значення вигину протягом тривалого часу.

Поверхнева морфологія різних типів підкладок та металевої плівки на їх поверхні.

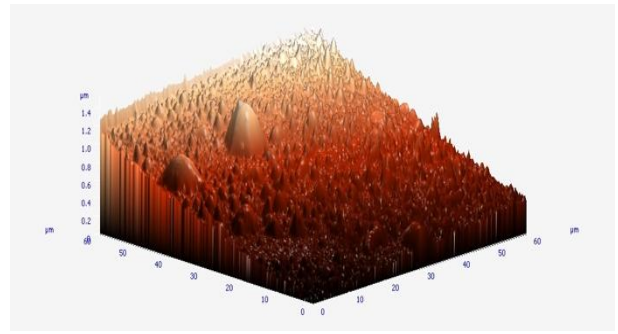
Для дослідження поверхневої морфології різних типів підкладок та чутливих елементів на їх поверхні зроблено знімки за допомогою атомно-силового мікроскопа (АСМ) NT-MDT Solver Nano (рис. 1). Дослідження проводили в напівконтактному режимі з використанням зонду типу "Cont-AC" з радіусом кривизни менше 10 нм. Кількісна оцінка структурних параметрів поверхні здійснювалась програмним шляхом за допомогою програми NT-MDN Nova 1.0.2. Площа сканування становила 60x60 мкм. В роботі проаналізовано наступні структурні параметри поверхні: середньоквадратичне значення (с.к.з.) шорсткості, середній та максимальний перепад висот по поверхні, значення яких наведено в табл.1.

Аналізуючи наведені параметри поверхневої морфології різних підкладок без металевого шару (табл. 1), можна зробити наступні висновки. Найнижче значення шорсткості (30 нм) серед усіх підкладок спостерігається для плівки ПВС, що свідчить про найгладшу поверхню з мінімальною кількістю структурних дефектів. Дещо вище значення шорсткості має підкладка з поліаміду (38 нм), яка проте все ще характеризується рівною та практично бездефектною поверхнею. Для двох інших підкладок шорсткість має в три рази більші значення - 93 нм для поліетилену і 98 нм для nanoцелюлози, відповідно. Підвищені значення шорсткості поліетилену обумовлені особливостями синтезу цього термопластичного матеріалу. У випадку НЦ підвищена шорсткість забезпечується особливостями її структури (наявність нано- та мікрофібрил).

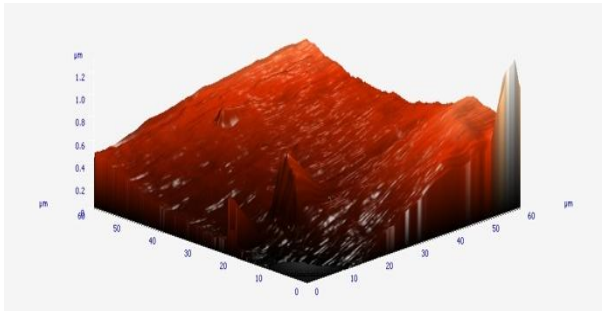
Після нанесення металевої плівки на поверхню підкладок спостерігається збільшення їхньої шорсткості, що пов'язано з утворенням нерівностей, дефектів та зернистості металевої плівки. Зокрема для поліаміду характерна наявність мікротріщин на поверхні металевої плівки, що очевидно обумовлено низькою адгезією металу до підкладки. У випадку більш шорстких підкладок (НЦ), підвищена шорсткість обумовлена відтворенням рельєфу підкладки в товщі металевої плівки. Очевидно, це пов'язано з малою товщиною плівки (200-250 нм), яка є співвимірною з середнім перепадом висот по поверхні підкладок і в декілька разів (у випадку НЦ на порядок) є меншою, ніж максимальний перепад по поверхні.



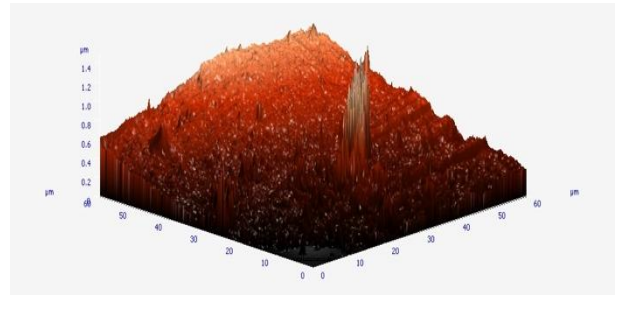
а)



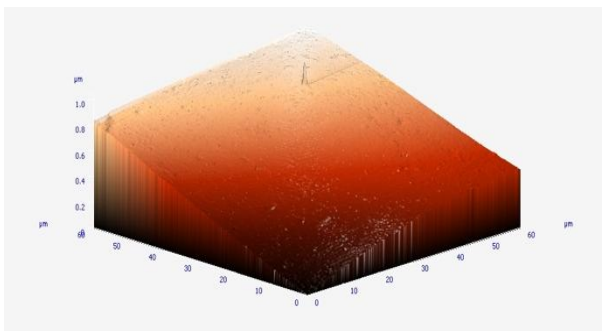
б)



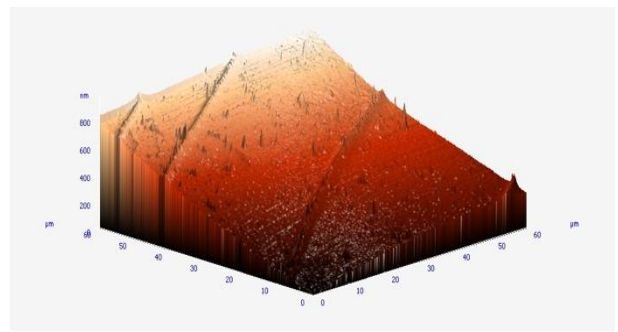
в)



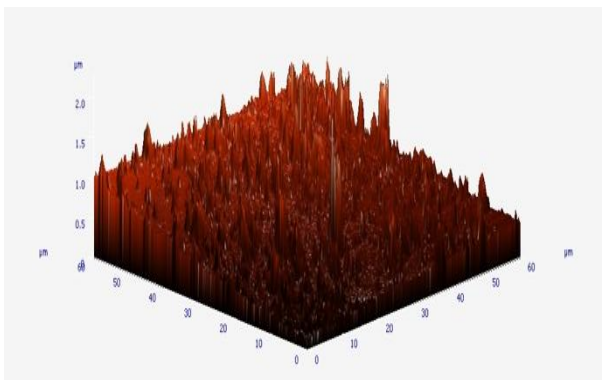
г)



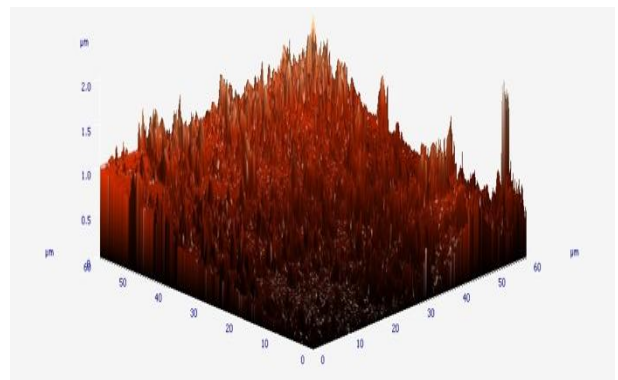
д)



е)



є)



ж)

Рисунок 1 – АСМ (згори донизу – поліімід, поліетилен, ПВС, НЦ),
а, в, д, є – підкладка, б, г, е, ж – чутливий елемент.

Збільшена шорсткість після нанесення металевої плівки може мати вплив на функціональні властивості сенсорів, які базуються на зміні електричних характеристик залежно від згину.

Таблиця 1 – Структурні параметри поверхневої морфології підкладок та чутливих елементів на них

Матеріал підкладки	с.к.з. шорсткості, нм	Середній перепад висот, нм	Максимальний перепад висот, нм	с.к.з. шорсткості, нм	Середній перепад висот, нм	Максимальний перепад висот, нм
	без металу			з металом		
Поліетилен	93	170	892	89	173	1257
ПВС	30	108	272	28	126	299
Поліамід	38	87	564	58	107	567
НЦ	98	210	2057	144	275	1873

Електричні характеристики сенсорів вигину на різних типах підкладок. На рис. 2 наведено залежності опору сенсорів від величини вигину. Результати розрахунку електричних параметрів сенсорів вигину для різних типів підкладок наведені в табл. 2.

Таблиця 2 – Електричні характеристики сенсорів вигину на різних видах підкладок

Матеріал підкладки	Опір, Ω	КТЧ	Дрейф, %/хв	Реверсивність, %
Поліетилен	3125	1.05	-0.21	92.82
ПВС	144.2	0.80	-0.10	98.03
Поліамід	1442	1.174	-0.14	95.31
НЦ	798	1.41	-0.25	90.28

З наведених даних видно, що шорсткість поверхні значно впливає на опір металевої чутливої плівки. Опір металевої плівки на поверхні гладких підкладок, наприклад ПВС, є набагато меншим, ніж опір аналогічних плівок на поверхні шорстких підкладок. Зокрема опір металевої плівки на поверхні ПВС становить 144.2 Ом, а на поверхні НЦ – 798 Ом. Окремо слід зазначити, що не зважаючи на низьке значення с.к.з. шорсткості для полііміду, його опір на порядок перевищує опір металевої плівки на ПВС (1442 Ом). Це може бути пов'язано з наявністю на поверхні металевої плівки мікротріщин (рис. 1, е).

Наведені в табл. 2 дані свідчать про різницю в електричних характеристиках сенсорів вигину в залежності від типу підкладки, що обумовлено різною їх шорсткістю. Зокрема мінімальну величину коефіцієнту тензочутливості (КТЧ) має чутливий елемент нанесений на підкладку з ПВС (0.8). Підкладки з поліетилену та полііміду забезпечують більше значення КТЧ (1.06 та 1.17 відповідно). Максимальне значення КТЧ спостерігається для сенсорів вигину на підкладках з НЦ (1.42). Очевидно, підвищена шорсткість поверхні забезпечує тензорезистору більшу фізичну довжину при незмінній геометричній довжині.

Дослідження часової стабільності показало, що сенсори вигину на поверхні більш шорстких підкладок характеризуються більшим значенням часового дрейфу: 0.21%/хв і 0.25%/хв для поліетилену та НЦ, з одного боку, та 0.11%/хв і 0.15 %/хв для ПВС і полііміду, з іншого боку, відповідно. Слід зазначити, що деградація сенсорів під час статичного навантаження полягала у поступовому зменшенні опору з часом. Це може бути викликано скороченням фізичної довжини внутрішньої дефектної поверхні металевої плівки на поверхні підкладки під час вигину.

В роботі також досліджувалась реверсивність сенсорів в залежності від типу підкладки. Встановлено, що опір чутливого елемента на поверхні більш шорстких підкладок гірше повертається в до номінального значення. Так, величина реверсивності на гладких підкладках становить 98.03% і 95.31% для ПВС і полііміду відповідно, в той час як на шорстких поверхнях ця величина становила 92.82% і 90.28% для поліетилену і НЦ відповідно. Це пов'язано з появою додаткових мікротріщин і дефектів в плівці під час механічного навантаження, які викликають необоротні зміни електричних параметрів сенсорів.

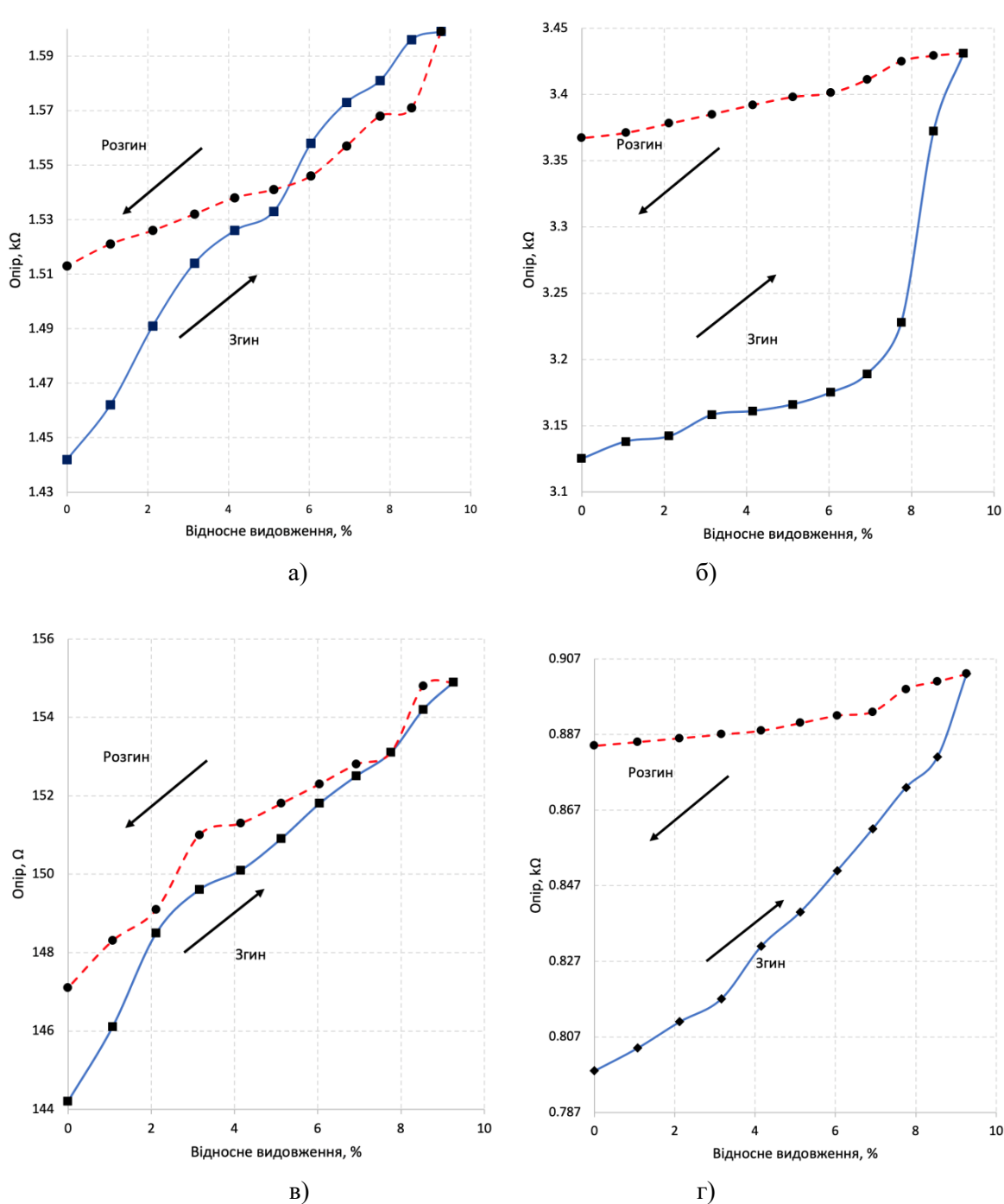


Рисунок 2 – Тензорезистивні характеристики сенсорів на різних підкладках: а – поліімід, б – поліетилен, в – полівінілспирт, г – наноцелюлоза

Висновки. В роботі досліджено поверхневу морфологію та електричні характеристики сенсорів вигину на різних типах підкладок: поліетилен, полівініловий спирт (ПВС), поліімід та наноцелюлоза (НЦ). Результати досліджень дозволяють зрозуміти вплив шорсткості підкладки на функціональні можливості сенсорів вигину. Виявлено, що збільшення шорсткості підкладки сприяє збільшенню коефіцієнта тензочутливості, однак разом з тим зростає дрейф та спостерігається зменшення реверсивності приладу. Проте слід зазначити, що одержані сенсори на основі НЦ характеризуються прийнятними для деяких застосувань значеннями реверсивності (90.28%) та дрейфу (0.25%/хв). Зокрема такі сенсори можуть використовуватися як одноразові прилади для носимої електроніки, враховуючи біорозкладність НЦ. У майбутньому планується використати НЦ не лише як підкладки, а й як чутливі елементи тензорезистору за рахунок модифікації її хімічного складу для появи йонної провідності.

Інформаційні джерела

1. Smith, J. R., & Johnson, A. B. (2018). "Flexible electronics: materials and applications." Cambridge University Press. DOI: [10.1017/9781108239345](https://doi.org/10.1017/9781108239345)
2. Park, J., Lee, M., Jung, S., & Kim, M. (2020). "Recent progress in wearable sensors for human health monitoring: a review." *Journal of Electroceramics*, 44(1), 11-25. DOI: [10.1007/s10832-020-00210-0](https://doi.org/10.1007/s10832-020-00210-0)
3. Chen, X., Cui, Y., Wu, S., & Guo, W. (2019). "Advances in flexible and wearable electronics for sensing." *Frontiers in Chemistry*, 7, 217. DOI: [10.3389/fchem.2019.00217](https://doi.org/10.3389/fchem.2019.00217)
4. Wang, Y., Song, J., Yang, Y., Huang, H., Xie, T., Xu, T., ... & Zhai, J. (2018). "Flexible and wearable strain sensors for healthcare and human motion monitoring." *Small*, 14(45), 1803198. DOI: [10.1002/sml.201803198](https://doi.org/10.1002/sml.201803198)
5. Cai, G., Zhang, X., He, P., Wang, Z., Zhang, Y., & Cai, C. (2020). "Recent advances in flexible and wearable strain sensors for human motion monitoring." *Journal of Materials Chemistry C*, 8(43), 15062-15083. DOI: [10.1039/D0TC03659H](https://doi.org/10.1039/D0TC03659H)
6. Kalita, H., & Roy, S. (2019). "Recent advances in flexible and wearable strain sensors: from materials to applications." *Smart Materials and Structures*, 28(8), 083001. DOI: [10.1088/1361-665X/ab1a72](https://doi.org/10.1088/1361-665X/ab1a72)
7. Wang, C., Xia, K., Zhang, Y., Wang, H., & Liu, Y. (2021). "Wearable strain sensors: a review." *Journal of Materials Science*, 56(10), 5633-5667. DOI: [10.1007/s10853-020-05517-6](https://doi.org/10.1007/s10853-020-05517-6)
8. Wilson, C., & Velis, C. (2015). "Waste management-still a global challenge in the 21st century: an evidence-based call for action." *Waste Management & Research*, 33(5), 461-462. DOI: [10.1177/0734242X15598431](https://doi.org/10.1177/0734242X15598431)
9. Zhang, Y., et al. (2019). "Recent advances in bio-based flexible sensors for healthcare and human-machine interfaces." *Journal of Materials Chemistry B*, 7(17), 2712-2732. DOI: [10.1039/C8TB03273C](https://doi.org/10.1039/C8TB03273C)
10. Zhang, H., et al. (2017). "Wearable electronics: materials, devices, and applications." *Advanced Materials*, 29(36), 1701150. DOI: [10.1002/adma.201701150](https://doi.org/10.1002/adma.201701150)
11. Atzori, L., et al. (2010). "The internet of things: a survey." *Computer Networks*, 54(15), 2787-2805. DOI: [10.1016/j.comnet.2010.05.010](https://doi.org/10.1016/j.comnet.2010.05.010)
12. A. Naidonov, V. Koval, V. Barbash, M. Dusheyko, O. Yashchenko, O. Yakymenko. "Nanocellulose-Based Biodegradable Bend Sensors." In 2022 IEEE 41st International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), 10-12 October 2022, pp. 292-297. DOI: [10.1109/ELNANO.2022.9745308](https://doi.org/10.1109/ELNANO.2022.9745308)

Naidyonov A., Koval V., Dusheyko M., Barbash V.

National Technical University of Ukraine «Ihor Kyiv Polytechnic Institute Sikorskyi», Kyiv, Ukraine

THE INFLUENCE OF SUBSTRATE MATERIAL ON THE CHARACTERISTICS OF BEND SENSORS FOR WEARABLE ELECTRONICS

The influence of different types of substrates on the electrical characteristics of bending sensors, which were made on the basis of such materials as: polyimide, polyethylene, nanocellulose (NC) and polyvinyl alcohol (PVA), was studied. The atomic force microscopy (AFM) technique was used to assess the surface morphology. The electrical characteristics of sensors against bending were measured for each of the types of substrates. The obtained results showed that the roughness of the substrate has an effect on the electrical characteristics of the bending sensors. The maximum sensitivity values of the sensors (1.42) were observed for a rougher substrate based on nanocellulose. At the same time, such sensors are somewhat inferior in terms of time drift and reversibility to sensors on smoother substrates. The established regularities are of significant importance for the selection of optimal substrates for bending sensors depending on specific applications, in particular, such devices are advisable to use as disposable sensors for wearable electronics, especially considering the biodegradability of NCs.

Key words: nanocellulose, bending sensors, roughness, strain sensitivity