

УДК 621.38

DOI 10.36910/10.36910/6775-2313-5352-2024-24-12

Найдьонов А.О., Коваль В.М., Душейко М.Г., Барбаш В.А., Ліневич Я.О.

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

АНАЛІЗ ФОРМУВАННЯ ТОНКИХ МЕТАЛЕВИХ ПЛІВОК НА ПОВЕРХНІ БІО- ТА ШТУЧНИХ ПОЛІМЕРІВ ДЛЯ СЕНСОРІВ ВИГИНУ

Проаналізовано вплив різних типів полімерних підкладок – полііміду (PI), полівінілового спирту (ПВС), nanoцелюлози (НЦ), нанокомпозиту (НЦ-ПВС) на формування плівок Ni/Cr та електричні характеристики сенсорів вигину на їх основі для біомедичних застосувань. Для оцінки поверхневої морфології плівок Ni/Cr використано метод скануючої електронної мікроскопії (SEM), для їх хімічного аналізу використано метод енерго-дисперсійного рентгенівського аналізу (EDX-спектри). Здійснено вимірювання електричного опору плівок Ni/Cr в статистиці та зміну їх опору під час вигину великого пальця руки людини. Отримані результати свідчать про вплив виду підкладки на поверхневу морфологію плівок Ni/Cr, а також електричні характеристики сенсорів вигину на їх основі. Зокрема показано, що з точки зору величини сигналу та реверсивності сенсора вигину перспективним матеріалом підкладки є нанокомпозит НЦ-ПВС. Такі пристрої рекомендується використовувати як одноразові сенсори для носимої біорозкладної електроніки.

Ключові слова: сенсори вигину, nanoцелюлоза, полівініловий спирт, поліімід, скануюча електронна мікроскопія.

Постановка задачі. Тонкі металеві плівки, нанесені на поверхню біо- та штучних полімерів, виявляються надзвичайно ефективними у носимих сенсорах через їхню гнучкість та чутливість до деформації[1][2][3]. Використання цих плівок у сенсорах вигину має широкий спектр застосувань у різних галузях, що варіюються від медицини[4] до спорту[5], віртуальної реальності[6] та робототехніки[7].

У сенсорах вигину тонкі металеві плівки використовуються для вимірювання величини деформації (лінійного видовження[8]). Їх висока чутливість дозволяє точно визначати зміни форми поверхні та рухи об'єктів, з якими вони пов'язані. У медичних застосуваннях, наприклад, сенсори вигину можуть використовуватися для створення гнучких сенсорів, які відстежують рухи тіла або контролюють реабілітаційні процеси пацієнтів з різними захворюваннями. У спортивній галузі тонкі металеві плівки можуть бути використані у гнучких сенсорах для вимірювання рухів атлетів, оцінки їхньої техніки або навіть для аналізу рухів у віртуальних іграх та тренуваннях. Такі сенсори дозволяють отримати точну інформацію про динаміку рухів та використовуються для покращення тренувальних програм та підвищення ефективності спортивних вправ. Крім того, у робототехніці тонкі металеві плівки використовуються для створення гнучких сенсорів, які можуть реагувати на деформацію та кут вигину, допомагаючи роботам адаптуватися до зміни оточуючого середовища та виконувати завдання у різноманітних умовах. Таке використання тонких металевих плівок у сенсорах вигину підкреслює їхню важливість як ключового компонента у створенні гнучких, чутливих та універсальних сенсорних систем, які мають широкий спектр застосувань у сучасному світі.

Зазвичай, у гнучких сенсорах вигину для осадження металевих плівок як підкладки використовують штучні полімери, такі як: поліімід, поліетилен, полімолочна кислота, полістирол, полікапролактан [9-10]. Однак штучні полімери мають екологічні обмеження за рахунок погані біорозкладності та екологічного забруднення під час їх виготовлення. Сучасний напрямок у подоланні цих проблем полягає у використанні біополімерів [11]. Біополімери є матеріалами природного походження або виробленими з таких відновлюваних природних джерел, як: крохмаль, целюлоза [12], білки тощо. Вони відрізняються від штучних полімерів своєю високою біорозкладністю [13] та екологічною безпечністю. Прикладами біополімерів є полілактид [14], полігліколід [15], пластифікований крохмаль, nanoцелюлоза[16], тощо.

Проблематика, яка розкривається у даній роботі, полягає у вивченні впливу різних типів підкладок на процес формування, структурні та електричні властивості тонких металевих плівок, зокрема плівок нікелю. Порівняння між штучними та природними полімерами в контексті їх використання як підкладок для цих плівок є ключовим аспектом цього дослідження.

© **Найдьонов А.О., Коваль В.М., Душейко М.Г., Барбаш В.А., Ліневич Я.О.**

Зокрема, відмінності у поверхневій морфології штучних та природних полімерів можуть впливати на адгезію, структуру та механічні властивості утворених плівок нікелю. Відомо, що структура та хімічний склад металевих плівок, що осаджуються на поверхню різних типів полімерів, визначають електричні властивості утворених плівок. Вивчення цього питання для використання таких плівок в сенсорах вигину відкриває можливості для створення більш чутливих та стабільних сенсорних систем.

На сьогодні проведені окремі дослідження для металевих плівок, що осаджені на поверхню різних неорганічних матеріалів, зокрема кремнію [17], германію [18], GaAs [19]). Однак такі дослідження не були проведені для металевих плівок на поверхні біополімерів. Крім того, в наявних роботах використовуються наступні методи осадження металевих плівок: вакуумне осадження [20], хімічне осадження з розчинів [21], хімічне осадження з газової фази [22], електрохімічне осадження [23], що ускладнює порівняльний аналіз їх властивостей. У даній роботі досліджено процес формування тонких плівок нікелю, що осаджуються в одному технологічному циклі методом магнетронного розпилення на підкладках з біо- та штучних полімерів. Такий підхід дозволяє здійснювати аналіз впливу підкладок на утворення тонких металевих плівок без значного впливу інших технологічних факторів, що можуть бути присутні в різних методах осадження.

Мета, основне завдання та одержані результати роботи. Метою роботи є вивчення впливу природи підкладок з біо- та штучних полімерів на поверхневу морфологію, хімічний склад та електричні властивості тонких металевих плівок для використання їх в сенсорах вигину. Для досягнення поставленої мети необхідно було вирішити наступні завдання: 1) нанести тонкі плівки нікелю на різні види полімерних підкладок, використовуючи процес вакуумного осадження, забезпечуючи формування плівок високої якості; 2) здійснити аналіз поверхневої морфології та хімічного складу одержаних плівок на різних видах полімерних підкладок за допомогою скануючої електронної мікроскопії (SEM знімки) та енерго-дисперсійного рентгенівського аналізу (EDX-спектри); 3) встановити зв'язок "вид полімерної підкладки – поверхнева морфологія/хімічний склад тонких плівок нікелю – електричні властивості тонких плівок нікелю" для використання їх в сенсорах вигину.

Синтез дослідних зразків та методи їх дослідження. Плівки нікелю товщиною 250 нм з адгезійним шаром хрому товщиною 30 нм осаджували на поверхню біо- та штучних полімерів за допомогою ВЧ магнетронного розпилення у вакуумі. Особливість процесу осадження полягала у використанні низької температури (50°C), оскільки біополімери, зокрема наноцелюлоза, проявляють низьку стійкість до високих температур. Детальний опис процесу осадження плівок нікелю та хрому наведено в нашій попередній роботі [24]. Використання методу ВЧ магнетронного розпилення дозволило точно контролювати товщину плівок та їхню однорідність на поверхні різних полімерів. Цей метод відкриває можливості для створення тонких шарів металів на різних матеріалах, враховуючи їхні особливості та вимоги до обробки за низьких температурах. В якості підкладок використовувались гнучкі плівки полівінілового спирту (ПВС), наноцелюлози (НЦ), композиту НЦ-ПВС, а також штучний полімер поліімиду марки П-МА. Нанодифібрильована целюлоза отримувалася з невисушеної органосольвентної целюлози із стебел очерету методом окиснення у середовищі реагенту 2,2,6,6-тетраметилпіперидин-1-оксиду (ТЕМПО) [16]. Розчин ПВС отримано шляхом розчинення 1 г гранул ПВС марки 17-99 в 100 мл деіонізованої води за температури 90°C протягом 30 хв. Розчин композиту був виготовлений з розчинів наноцелюлози та полівінілового спирту, змішаних у пропорції 1:1 по масі. Всі отримані рідкі суспензії виливали в чашу Петрі та сушили у термокамері за температури 60°C до утворення суцільної тонкої плівки. Плівки нікелю та хрому осаджувались на поверхню полімерів через маску прямокутної форми розмірами 10x2 мм.

Для дослідження поверхневої морфології та хімічного складу тонких металевих плівок на поверхні біо- та штучних полімерів використовували скануючий електронний мікроскоп РЕМ-10бу в режимі вторинних електронів та метод енерго-дисперсійного рентгенівського аналізу відповідно. Опір плівок вимірювався за допомогою омметра East Tester ET4401. Для аналізу м'язової активності людини сенсор кріпився на тіло за допомогою медичного клею БФ-6.

Дослідження поверхневої морфології металевих плівок на біо- та штучних полімерах. Поверхнева морфологія плівок нікелю має суттєві відмінності в процесі осадження на різні види полімерних підкладок, що видно з SEM знімків, наведених на рисунку 1.

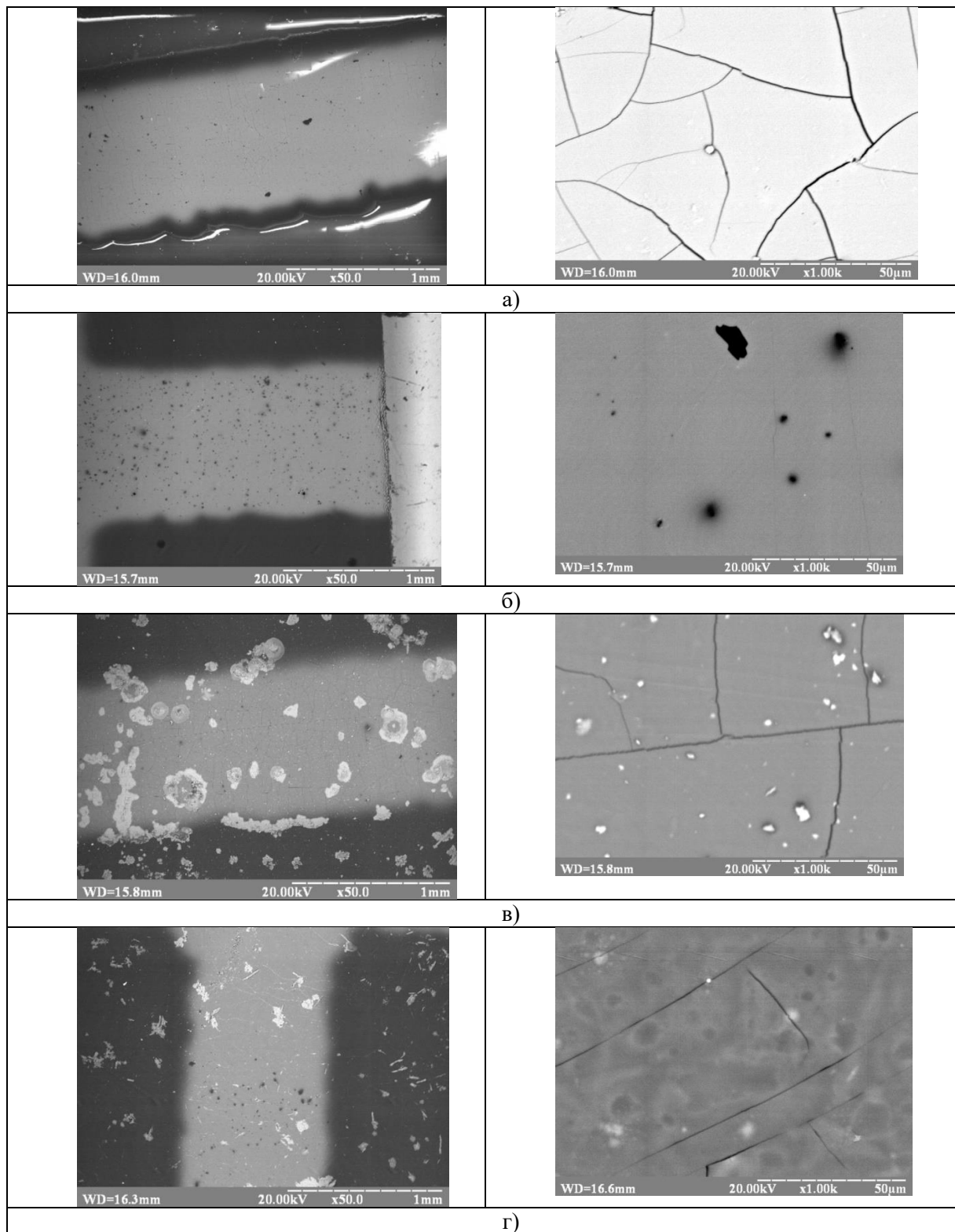


Рисунок 1 – СЕМ знімки тонких плівок Ni/Cr на поверхні різних видів підкладок: а) поліїмід, б) ПВС, в) ПІ, г) ПІ-ПВС

Аналізуючи поверхневу морфологію металевої плівки при великому збільшенні, можна бачити наявність на її поверхні різноманітних структурних дефектів в залежності від виду полімерної підкладки (мікротріщини, мікроотвори, мікрозерна тощо). Зокрема у плівці Ni/Cr на поверхні ПІ спостерігається велика кількість мікротріщин розміром близько 1 мкм. Їх поява можлива через погану адгезію металевої плівки до поліїміду. Поверхня плівок на ПВС містить значно меншу кількість мікротріщин, які мають до того ж значно менший розмір. Однак в таких

плівках наявні мікроотвори розміром 50 мкм, причина утворення яких може полягати в наявності кавітаційних повітряних пустот в плівці ПВС. В той же час, плівки Ni/Cr на поверхні НЦ характеризуються наявністю мікротріщин розміром ~ 1 мкм та інших структурних неоднорідностей розміром 50-100 мкм, що пов'язані з розвинутою поверхневою морфологією НЦ (наявність в її складі нанофібрильованих і нанокристалічних целюлозних складових). Металева плівка на поверхні композиту НЦ-ПВС містить суміш структурних дефектів від ПВС (мікроотвори) та від НЦ (тріщини та структурні неоднорідності), однак в меншій кількості, аніж на поверхні чистих НЦ та ПВС.

Дослідження хімічного складу металевих плівок на біо- та штучних полімерах. Вміст хімічних елементів в дослідних зразках (якісний аналіз) показано на EDX-спектрах (рис.2). Як видно із наведених на рисунку 2 даних, всі плівки містять цільові хімічні елементи (нікель, хром) та домішки (кисень, залізо). Наявність на спектрах хрому обумовлена наявністю адгезійного підшару і проникненням електронного променя на певну глибину дослідного зразка. Наявність на спектрах нецільових домішок можна пов'язати або із забрудненнями під час процесу осадження (присутність залишків кисню у вакуумній камері, сліди заліза в мішені нікелю), або відгуком підкладки, що обумовлено проникненням електронного променя на певну глибину дослідного зразка. Крім того, спектри плівок на поверхні целюлозних біополімерів додатково містили домішки хлору, що пояснюється методом одержання наноцелюлози в середовищі ТЕМПО, в якому присутній розчин гіпохлориту натрію [16]. Тому очевидно, що відсутність даних домішок у складі плівок на поверхні нецелюлозовмісних підкладок свідчить про те, що відгук на хлор належить підкладам НЦ та НЦ-ПВС.

Таблиця 1 – Хімічний склад тонких плівок Ni/Cr на поверхні різних видів підкладок

PI			ПВС		
Хімічний елемент	Вміст, т, ваг.%	Вміст, ат.%	Хімічний елемент	Вміст, т, ваг.%	Вміст, ат.%
O	21,11	48,86	O	24,73	53,62
Ni	60,76	38,33	Ni	48,33	28,56
Cr	16,01	11,41	Cr	23,35	15,58
Fe	2,12	1,41	Fe	3,6	2,23
НЦ-ПВС			НЦ		
Хімічний елемент	Вміст, т, ваг.%	Вміст, ат.%	Хімічний елемент	Вміст, т, ваг.%	Вміст, ат.%
O	27,06	55,99	O	36,83	61,55
Ni	48,75	27,49	Ni	32,35	14,73
Cr	17,57	11,19	Cl	5,97	4,5
Cl	4,14	3,87	Cr	11,76	6,05
Fe	2,47	1,46	Na	10,07	11,72
			Fe	3,02	1,45

Кількісний аналіз EDX спектрів показав, що плівки переважно містили нікель (32 – 61 ваг%) та хром (12 – 23 ваг%) та в меншій мірі – сторонні домішки кисню (21 – 37ваг%), заліза (2 – 3,6 ваг%) і хлору (4 – 6 ваг%). Оскільки осадження плівок на різні види полімерних плівок здійснювалось в одному технологічному циклі, то присутність різної кількості сторонніх домішок у металевих плівках на різних підкладах обумовлена саме впливом різної хімічної природи полімерних підкладок.

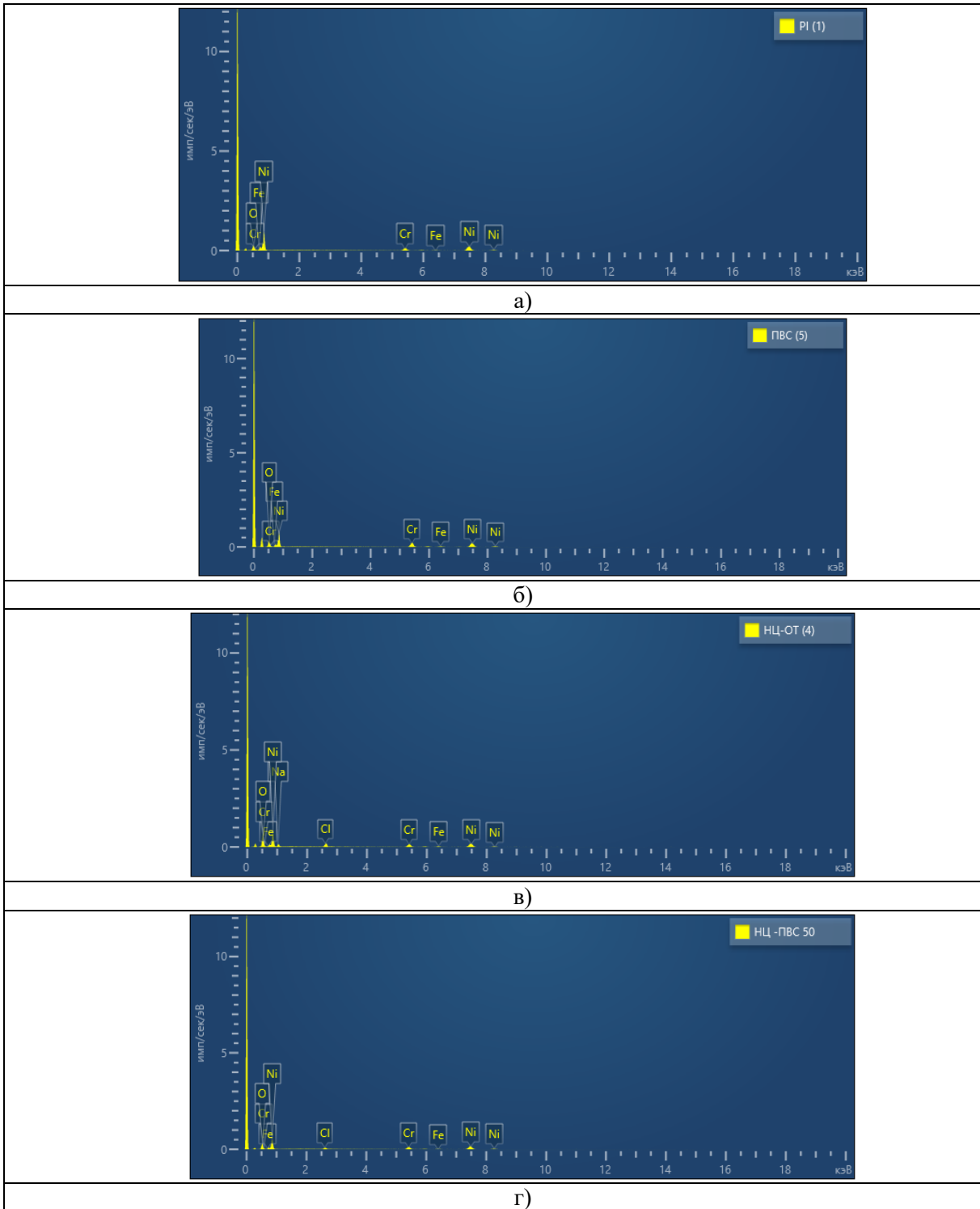


Рисунок 2 – Хімічний склад плівок Ni/Cr на поверхні різних видів полімерів: а) поліміду, б) ПВС, в) НЦ, г) НЦ-ПВС

Дослідження електричних властивостей металевих плівок на біо- та штучних полімерах для використання в сенсорах вигину. Електричний опір плівок нікелю, що осаджені в одному технологічному циклі на різні види полімерних підкладок, залежить від природи матеріалу підкладки (табл.2). Як видно із наведених даних, найменший опір спостерігався у плівок Ni на поверхні ПВС, що може пояснюватися відсутністю мікротріщин на СЕМ-знімках (рис. 1) та найменшою шорсткістю підкладки, як було встановлено у попередній роботі [25]. Значно більший опір спостерігався на плівках Ni, що осаджені на поліімідних підкладках, що пов'язано з наявністю мікротріщин у структурі плівок (рис. 1а) та вищою

шорсткістю, яка впливає на питомий опір. Максимальний опір спостерігався у плівках на поверхні наноцелюлози, що може бути пов'язано з її розвиненою поверхневою морфологією, що викликає появу як мікротріщин, так і структурних неоднорідностей (рис. 1в). Такі структурні дефекти створюють додаткові центри розсіювання носіїв заряду, що призводить до значного збільшення питомого опору металевої плівки. Додавання до складу НЦ домішок ПВС призвело до проміжного значення опору металевої плівки на поверхні такого композиту, що узгоджується з поверхневою морфологією на СЕМ-знімках (рис. 1г).

Таблиця 2 – Опір та с.к.з. шорсткості плівок Ni/Cr на поверхні різних видів полімерних підкладок

Підкладка	Опір, Ом	с.к.з. шорсткості підкладки, нм	с.к.з. шорсткості металевої плівки, нм
ПВС	167	30	28
PI	467	38	58
НЦ-ПВС	631	90	104
НЦ	739	98	144

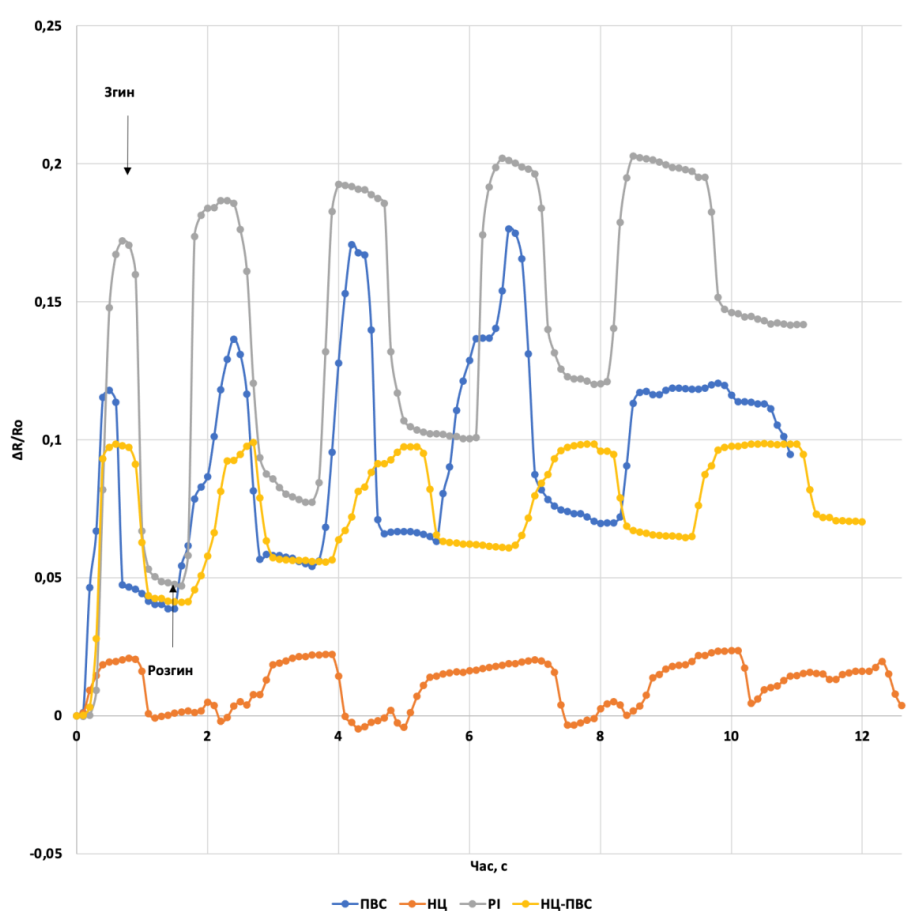


Рисунок 3 – Аналіз м'язової активності великого пальця людини за допомогою отриманих сенсорів

Графіки на рисунку 3 відображають зміни опорів сенсорів під час циклічного згину-розгину великого пальця. Усі сенсори реагують на м'язову активність пальця, однак спостерігаються відмінності у величині сигналу та реверсивності, залежно від типу підкладки. Встановлено взаємозв'язок між опором металевих плівок та їх чутливістю: чим менший опір, тим більша чутливість. При цьому максимальна чутливість сенсорів спостерігається для підкладок PI та ПВС, а серед біополімерів найбільший сигнал сенсора має місце для композиту НЦ-ПВС. Проте щодо реверсивності (здатності сигналу повертатися до вихідного значення опорів в кожному циклі згину-розгину), найгірші показники спостерігаються на підкладці з PI, а на підкладках з ПВС відбувається спотворення сигналу (поява бічного максимуму). Найкращу реверсивність

демонструють сенсори на підкладках з біополімерів. Таким чином, композит НЦ-ПВС є оптимальним матеріалом підкладки, оскільки сенсори, виготовлені на його основі, мають достатню чутливість та відмінну реверсивність. Зокрема такі сенсори можуть використовуватись для розпізнавання окремих символів та слів на письмі (рис. 4). Для цього сенсор був закріплений на великому пальці і людина прописувала спершу окремі літери "О", "І", "Х", а потім слово "ОІХ". З наведених на рисунку 4 графіків видно, що під час написання літери "О" амплітуда сигналу була меншою, а тривалість сигналу більшою, на відміну від написання літери "І". В той же час, написання літери "Х" супроводжується подвійним піком у відгуку сенсора. Такі особливості зміни сигналу сенсора під час письма дають змогу розпізнати на письмі слово "ОІХ".

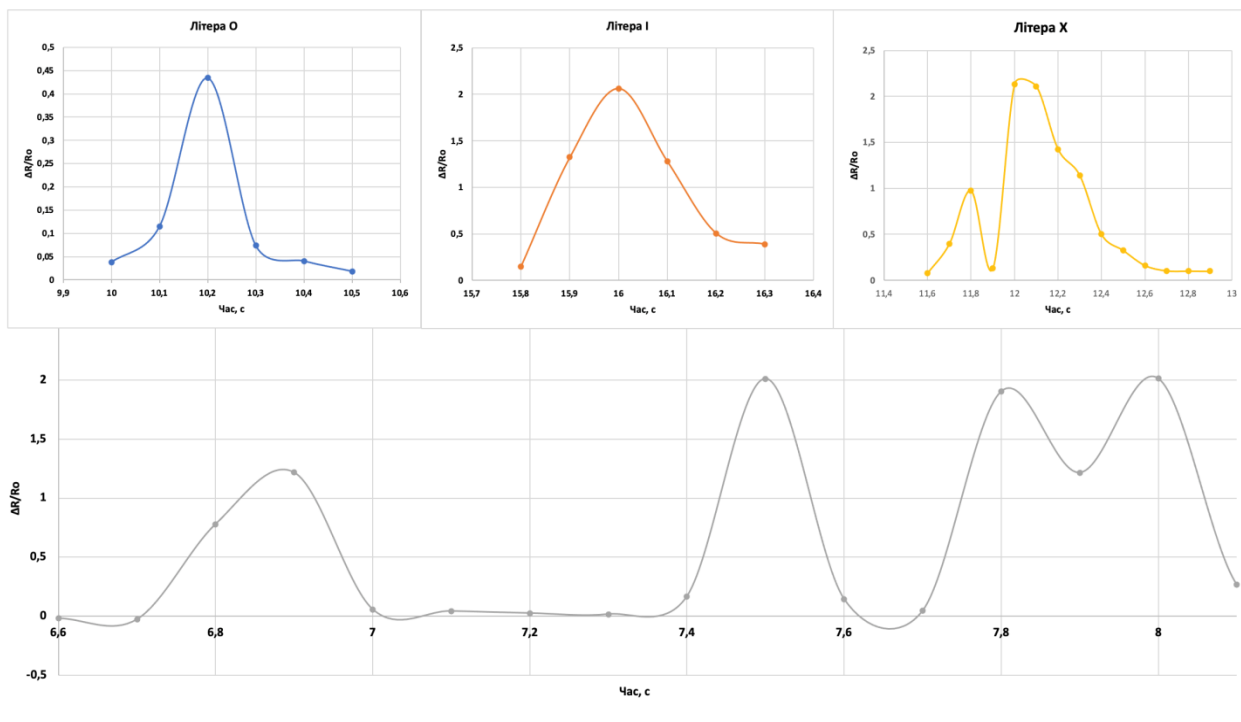


Рисунок 4 – Розпізнавання літер та слів на письмі за допомогою отриманих сенсорів

Висновки. В роботі осаджено тонкі плівки нікелю/хрому на поверхню біо- та штучних полімерів і досліджено їх поверхневу морфологію, хімічний склад та електричні властивості в залежності від виду підкладки. Отримані результати за допомогою СЕМ та EDX надали важливі відомості про формування тонких металевих плівок на поверхні полімерів, що є ключовим для подальшого розуміння їхніх електричних властивостей та потенційного використання у створенні сенсорів вигину. Показано, що з точки зору чутливості та реверсивності перспективним матеріалом підкладки є композит НЦ-ПВС, який здатний самочинно розкладатись у природі. Показано придатність таких сенсорів вигину до розпізнавання окремих символів та слів на письмі. Напрямок подальших досліджень є розробка оптимальної геометричної конфігурації чутливого елемента сенсора.

Інформаційні джерела

1. Zhou, Z., Zhang, H., Liu, J., & Huang, W. (2021). Flexible electronics from intrinsically soft materials. *Giant*, 6, 100051. <https://doi.org/10.1016/J.GIANT.2021.100051>
2. Лапшуда В.А., Коваль В.М., Душейко М.Г., Барбаш В.А., Яценко О.В., Панченко С.А., Якименко О.С. (2023). Гнучкі сенсори вологості на основі плівок наноцелюлози для біомедичного застосування. *Перспективні Технології та Прилади*, 22, 81–90. <https://doi.org/10.36910/10.36910/6775-2313-5352-2023-22-12>
3. Naidonov, A., & Koval, V. (2022). Sensors based on nanocellulose for biodegradable, flexible, disposable and wearable electronics. *KPI Science News*, 1–2, 26–41. <https://doi.org/10.20535/KPISN.2022.1-2.262072>
4. Lin, H., Yuan, W., Shao, H., Zhao, C., Zhang, W., Ma, S., Li, Y., & Song, S. (2024). Muscle-inspired anisotropic hydrogel strain sensors with ultra-strong mechanical properties and improved

- sensing capabilities for human motion detection and Morse code transmission. *European Polymer Journal*, 202, 112642. <https://doi.org/10.1016/J.EURPOLYMJ.2023.112642>
5. Найдьонов А. О., Коваль В.М., Душейко М.Г., Барбаш В.А. (2022). Одноразові носимі сенсори на основі наноцелюлози для біомедичних застосувань. *Мікросистеми, Електроніка Та Акустика*, 27(3), 264043-1-264043–264048. <https://doi.org/10.20535/2523-4455.МЕА.264043>
6. Lee, K. T., Chee, P. S., Lim, E. H., & Kam, Y. H. (2023). Development of flexible glove sensors for virtual reality (VR) applications. *Materials Today: Proceedings*. <https://doi.org/10.1016/J.MATPR.2023.04.423>
7. Yong, S., Chapman, J., & Aw, K. (2022). Soft and flexible large-strain piezoresistive sensors: On implementing proprioception, object classification and curvature estimation systems in adaptive, human-like robot hands. *Sensors and Actuators A: Physical*, 341, 113609. <https://doi.org/10.1016/J.SNA.2022.113609>
8. Naidonov, A., Koval, V., Barbash, V., Dusheiko, M., Yashchenko, O., & Yakymenko, O. (2022). Nanocellulose-Based Biodegradable Bend Sensors. 2022 IEEE 41st International Conference on Electronics and Nanotechnology, ELNANO 2022 - Proceedings, 292–297. <https://doi.org/10.1109/ELNANO54667.2022.9927070>
9. Li, Q., Luo, S., Wang, Y., & Wang, Q. M. (2019). Carbon based polyimide nanocomposites thin film strain sensors fabricated by ink-jet printing method. *Sensors and Actuators A: Physical*, 300, 111664. <https://doi.org/10.1016/J.SNA.2019.111664>
10. Cai, J., He, Y., Zhou, Y., Yu, H., Luo, B., & Liu, M. (2022). Polyethylene glycol grafted chitin nanocrystals enhanced, stretchable, freezing-tolerant ionic conductive organohydrogel for strain sensors. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 155, 106813. <https://doi.org/10.1016/J.COMPOSITESA.2022.106813>
11. Datki, Z., Darula, Z., Vedelek, V., Hunyadi-Gulyas, E., Dingmann, B. J., Vedelek, B., Kalman, J., Urban, P., Gyenesei, A., Galik-Olah, Z., Galik, B., & Sinka, R. (2023). Biofilm formation initiating rotifer-specific biopolymer and its predicted components. *International Journal of Biological Macromolecules*, 253, 127157. <https://doi.org/10.1016/J.IJBIOMAC.2023.127157>
12. Pang, Y., Luan, X., Shen, W., Zhu, B., Wang, L., Zhang, K., Cao, H., Xie, C., & Pang, J. (2023). Tough conductive cellulose organohydrogels with antifreezing capability, strain-sensitivity and for multi-functional sensors. *Industrial Crops and Products*, 204, 117320. <https://doi.org/10.1016/J.INDCROP.2023.117320>
13. Lapshuda, V., Koval, V., Barbash, V., Dusheiko, M., Yashchenko, O., & Yakymenko, O. (2023). Nanocellulose-Based Composites for Flexible and Biodegradable Humidity Sensors for Breath Monitoring. *IEEE Sensors Letters*, 7(10). <https://doi.org/10.1109/LSSENS.2023.3311669>
14. Hernandez, J. A., Maynard, C., Gonzalez, D., Viz, M., O'Brien, C., Garcia, J., Newell, B., & Tallman, T. N. (2022). The development and characterization of carbon nanofiber/poly(lactic acid) filament for additively manufactured piezoresistive sensors. *Additive Manufacturing*, 58, 102948. <https://doi.org/10.1016/J.ADDMA.2022.102948>
15. Koh, L. M., & Khor, S. M. (2022). Current state and future prospects of sensors for evaluating polymer biodegradability and sensors made from biodegradable polymers: A review. *Analytica Chimica Acta*, 1217, 339989. <https://doi.org/10.1016/J.ACA.2022.339989>
16. Barbash, V. A., Yashchenko, O. v., Gondovska, A. S., & Deykun, I. M. (2022). Preparation and characterization of nanocellulose obtained by TEMPO-mediated oxidation of organosolv pulp from reed stalks. *Applied Nanoscience (Switzerland)*, 12(4), 835–848. <https://doi.org/10.1007/s13204-021-01749-z>
17. Qiu, J., Li, X., Ge, R., & Liu, C. (2022). Surface formation, morphology, integrity and wire marks in diamond wire slicing of mono-crystalline silicon in the photovoltaic industry. *Wear*, 488–489, 204186. <https://doi.org/10.1016/J.WEAR.2021.204186>
18. Zhang, G., Huo, Z., Han, J., Zhang, W., & Zheng, J. (2023). Cutting depth-oriented surface morphology control in diamond-turning brittle single-crystal germanium. *Journal of Materials Processing Technology*, 319, 118076. <https://doi.org/10.1016/J.JMATPROTEC.2023.118076>
19. Tomasulo, S., Stevens, M. A., Nolde, J. A., Kotulak, N. A., & Yakes, M. K. (2022). Morphological characterization of GaAs islands grown on InGaAs by droplet epitaxy. *Journal of Crystal Growth*, 595, 126803. <https://doi.org/10.1016/J.JCRYSGRO.2022.126803>
20. Swiontek, S. E., & Lakhtakia, A. (2015). Vacuum-metal-deposition and columnar-thin-film techniques implemented in the same apparatus. *Materials Letters*, 142, 291–293. <https://doi.org/10.1016/J.MATLET.2014.12.038>

21. Shongalova, A., Aitzhanov, M., Zhantuarov, S., Urazov, K., Fernandes, P., Tokmoldin, N., & Correia, M. R. (2020). Comparison of antimony selenide thin films obtained by electrochemical deposition and selenization of a metal precursor. *Materials Today: Proceedings*, 25, 77–82. <https://doi.org/10.1016/J.MATPR.2019.11.291>

22. Su, P., Zheng, G., Zhang, H., Sun, Y., Zuo, R., & Liu, L. (2024). A CFD study of the gas reaction path in growth of InN films in metal–organic chemical vapor deposition. *Journal of Crystal Growth*, 626, 127464. <https://doi.org/10.1016/J.JCRYSGRO.2023.127464>

23. Yao, K. M., Xu, M., Huang, X. Z., Mo, D. C., & Lyu, S. S. (2023). Electrochemical deposition of copper films to develop the latent sebaceous fingerprints on metal substrates. *Journal of Electroanalytical Chemistry*, 941, 117526. <https://doi.org/10.1016/J.JELECHEM.2023.117526>

24. Koval, V., Barbash, V., Dusheyko, M., Lapshuda, V., Yashchenko, O., & Naidonov, A. (2021). Nickel-based Piezoresistive Sensors Obtained on Flexible Nanocellulose Substrate. *Proceedings of the 2021 IEEE 11th International Conference “Nanomaterials: Applications and Properties”*, NAP 2021. <https://doi.org/10.1109/NAP51885.2021.9568610>

25. Найдьонов А.О., Коваль В.М., Душейко М.Г., Барбаш В.А. (2023). Вплив матеріалу підкладки на характеристики сенсорів вигину для носимої електроніки. *Перспективні Технології Та Прилади*, 22. <https://doi.org/10.36910/10.36910/6775-2313-5352-2023-22-15>

Naidonov A.O., Koval V.M., Dusheiko M.G., Barbash V.A., Linevych Y. O.

National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”
Kyiv, Ukraine

ANALYSIS OF THE FORMATION OF THIN METAL FILMS ON THE SURFACE OF BIO-AND ARTIFICIAL POLYMERS FOR BENDING SENSORS

The influence of different types of polymeric substrates - polyimide (PI), polyvinyl alcohol (PVA), nanocellulose (NC), nanocomposite (NC-PVA) - on the formation of Ni/Cr films and the electrical characteristics of bending sensors based on them for biomedical applications is analyzed. The scanning electron microscopy (SEM) method was used to evaluate the surface morphology of Ni/Cr films, and the energy dispersive X-ray analysis (EDX spectra) was used for their chemical analysis. The electrical resistance of Ni/Cr films in static conditions and the change in their resistance during the bending of the human thumb were measured. Obtained results indicate the influence of the type of substrate on the surface morphology of Ni/Cr films, as well as the electrical characteristics of bending sensors based on them. In particular, it is shown that, in terms of signal value and reversibility of bend sensors, the NC-PVA nanocomposite is a promising substrate material. Such devices are recommended to be used as disposable sensors for wearable biodegradable electronics.

Keywords: *bending sensors, nanocellulose, polyvinyl alcohol, polyimide, scanning electron microscopy*