

УДК 621.38

DOI 10.36910/10.36910/6775-2313-5352-2023-22-12

Лапшуда В.А., Коваль В.М., Душейко М.Г., Барбаш В.А., Яценко О.В., Панченко С.А., Якименко О.С.

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

## ГНУЧКІ СЕНСОРИ ВОЛОГОСТІ НА ОСНОВІ ПЛІВОК НАНОЦЕЛЮЛОЗИ ДЛЯ БІОМЕДИЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ

У роботі створено та досліджено гнучкі, біорозкладні сенсори відносної вологості повітря ємнісного та резистивного типу на основі плівки наноцелюлози (НЦ). НЦ екстраговано із органосольвентної пшеничної целюлози методом кислотного гідролізу. Електроди на поверхню плівки НЦ наносилися методом магнетронного осадження у атмосфері аргону. Особливістю даних сенсорів є те, що НЦ виступає одночасно чутливим шаром та механічною основою. Досліджено статичні (відгук, чутливість, реверсивність та повторюваність) та динамічні (короткочасна стабільність, часи відгуку та відновлення) характеристики сенсорів. Встановлено, що резистивний сенсор характеризується вищою чутливістю  $0,052(\text{RH}\%)^{-1}$ , яка є стабільною на різних частотах тестового сигналу. При цьому ємнісний сенсор демонструє нижче значення гістерезису (на рівні 9%), краю повторюваності сигналу (відхилення при циклюванні не перевищувало 17%) та короткочасну стабільність (девіація сигналу за час виміру не перевищували 5%). Також досліджена можливість застосування сенсорів для використання у системах моніторингу дихання людини. Визначено, що обидва сенсори здатні детектувати подих різного темпу (швидкий, середній, повільний), а також реагують на різний об'єм повітря, що видихається людиною.

**Ключові слова:** наноцелюлоза, гнучкі сенсори, сенсори вологості, біорозкладні сенсори, моніторинг дихання.

Постановка проблеми. У сучасних реаліях необхідність вимірювання рівня відносної вологості існує у багатьох сферах людської діяльності. Серед них можна виділити сільське господарство, харчова промисловість, важка промисловість, застосування у системах розумного дому, у метеорологічних дослідженнях, фармакології та медицині [1–4]. У біомедичних застосуваннях сенсори відносної вологості використовуються для моніторингу параметрів дихання пацієнтів під час лікування/реабілітації або спортсменів під час тренувань [2, 5–7]. Такі сенсори можуть вимірювати як частоту подиху, так і об'єм видихуваного повітря, а також реєструють зупинку дихання під час сну [5]. На основі даних щодо відхилень у диханні діагностують хвороби, які викликають дані розлади: апное сну, астма, пневмонія, хронічна обструктивна легенева хвороба, рак легенів, ожиріння, нервово-психічні розлади, коронавірусна хвороба (COVID-19) тощо [7, 8]. Іншим застосуванням сенсорів відносної вологості є використання їх для моніторингу рівня зволоженості шкіри людини або для детектування спітніння [5, 9].

Для біомедичних застосувань сенсори вологості потрібно розміщувати на поверхні людської шкіри, на одязі або всередині медичної маски. В такому випадку використання твердотілих сенсорів може спричинити незручності під час кріплення або носіння. Тому для цього використовують гнучкі сенсори вологи, які можуть деформуватися у певних межах та приймати форму людського тіла або одягу, і, таким чином, покращують комфорт пацієнта. На теперішній час розроблено сенсори відносної вологості, які працюють на різних фізичних принципах: ємнісні сенсори, резистивні сенсори та оптичні сенсори [1, 2].

Для виготовлення сенсорів відносної вологості використовують велику кількість різних матеріалів. Так, для провідних електродів осаджують як метали Au, Ag, Ni тощо [2–4], так і провідні полімери типу PEDOT:PSS [10]. Для виготовлення вологочутливих шарів застосовують оксиди металів та наноструктури на їх основі: SnO<sub>2</sub>, TiO<sub>2</sub>, SnO<sub>2</sub>, ZnO тощо [1, 2, 11, 12]. Поширеними матеріалами для створення чутливих шарів таких сенсорів є чисті полімери та композити на їх основі з використанням наночастинок: PEDOT:PSS, PVA, PDMS тощо [10, 11, 13, 14]. Зокрема запропоновано використовувати різні вуглецеві наночастинок, до яких відносяться вуглецеві нанотрубки (CNT), оксид графену (GO) та відновлений оксид

графену (rGO) [9, 14–16]. Досить перспективною групою матеріалів для створення вологочутливого шару на сьогодні є біорозкладні полімери. Особливістю таких полімерів є їх здатність до розкладання у природних умовах, а також те, що вони виготовляються із невикопних ресурсів. До таких матеріалів відноситься: нанокристалічна целюлоза (CNC) [6, 17], нанофібрильована целюлоза (CNF) [3, 4], полілактид (PLA), полімери на основі хітину та камеді [18, 19]. У якості механічної підкладки для виготовлення гнучких сенсорів вологості зазвичай використовують штучні полімери, серед яких найпоширенішими є PET, PEN, PI тощо [5, 9, 12], а також біорозкладні полімери, зокрема CNF [3].

Основне завдання та одержані результати роботи. Метою роботи є синтез та дослідження гнучких сенсорів відносної вологості на основі наноцелюлози (НЦ), а також застосування їх для аналізу дихальної активності людини. Для досягнення поставленої мети необхідно виконати наступні завдання: екстрагувати наноцелюлозу із органосольвентної пшеничної целюлози методом кислотного гідролізу; одержати гнучкі плівки наноцелюлози; виготовити гнучкі сенсори вологості шляхом осадження металевих електродів на поверхню плівки НЦ; дослідити характеристики вологочутливості одержаних сенсорів; застосувати сенсори вологості на основі НЦ для моніторингу дихання людини.

*Отримання наноцелюлози.* Наноцелюлозу отримано із стебел пшениці в результаті виконання трьох стадій обробки. На першій стадії проводили процес варіння целюлози із подрібнених стебел пшениці в екологічно безпечному розчині, який складався із крижаної оцтової кислоти та 35% розчину пероксиду водню у відношенні 7:3. Варіння проводили за відношення маси розчину до ваги подрібнених стебел 10:1, температури  $97 \pm 2^\circ\text{C}$  впродовж 90 хв. На другій стадії проводили лужну обробку целюлози у 7% розчині NaOH за відношення ваги розчину до сухої целюлози 12:1, температури  $97 \pm 2^\circ\text{C}$  впродовж 90 хв. На останній стадії проводили екстракцію наноцелюлози із органосольвентної пшеничної целюлози методом гідролізу в розчині 43% сірчаної кислоти за відношення ваги розчину до сухої целюлози 10:1, температури  $60^\circ\text{C}$  впродовж 60 хв. Отримана суспензія гідролізованої целюлози промивалася дистильованою водою центрифугуванням і направлялася на діаліз для досягнення нейтрального рН суспензії. Суспензію наноцелюлози обробляли ультразвуком за 22 кГц за допомогою ультразвукового диспергатора впродовж однієї години.

*Виготовлення сенсорів.* Плівка НЦ виготовлялася методом висушування 40 г суспензії наноцелюлози у чашці Петрі діаметром 90 мм. Висушування плівки проводилося у сушильній шафі при температурі  $60^\circ\text{C}$  протягом 24 год. Наступною операцією було нанесення металевих електродів на поверхню плівки наноцелюлози. Оскільки плівки наноцелюлози зазнають пошкоджень у травниках, виконати стандартну операцію фотолітографії металу на поверхні плівки НЦ для задання певної конфігурації електродів є неможливим.

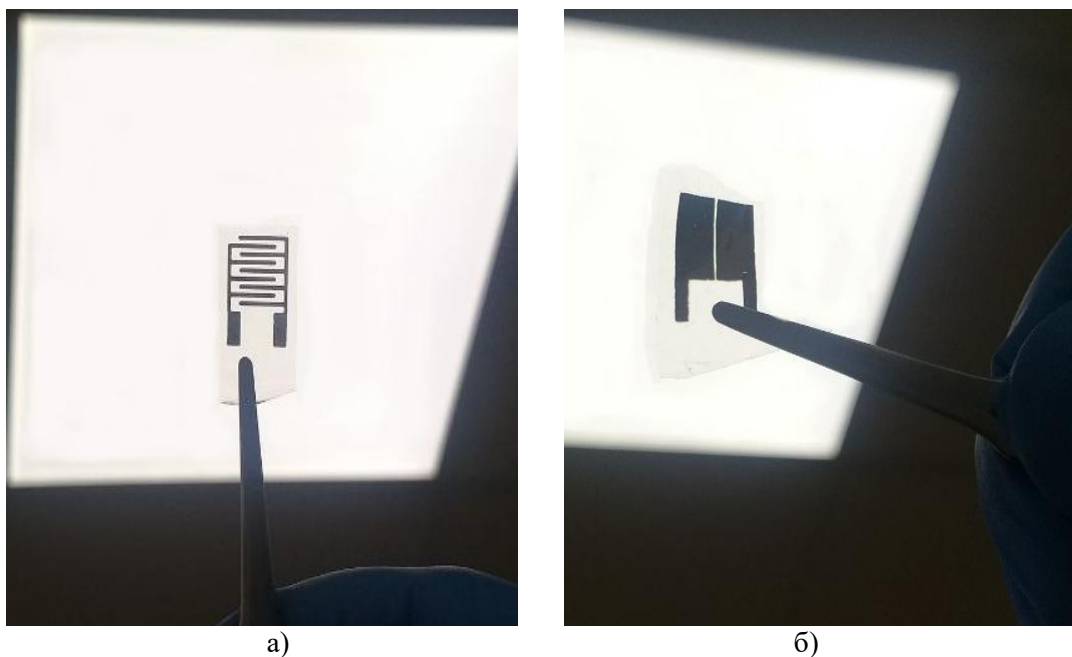


Рисунок 1 – Зображення резистивного (а) та ємнісного (б) сенсорів відносної вологості на основі НЦ

Тому осадження металевої плівки на поверхню НЦ здійснювалось через спеціально підготовлені маски, що забезпечувало нанесення електродів заданої конфігурації без застосування рідинних операцій. Маски для даної роботи виготовлено із фольги пермалою товщиною 0,1 мм методом двостороннього фотохімічного травлення.

При цьому використано два види конфігурацій електродів (рис.1): зустрічно-штирьову гребінку (ЗШГ) для резистивних сенсорів (R-сенсор) та розгорнутий конденсатор для ємнісних сенсорів (С-сенсор). Ширина провідної шини у резистивного сенсора становить 0,5 мм, проміжок між електродами 0,6 мм. Відстань між електродами ємнісного сенсора становить 0,2 мм.

Нікелеві плівки наносилися методом ВЧ магнетронного осадження у атмосфері аргону. Тиск в камері становив  $5 \cdot 10^{-3}$  мм рт.ст., робоча напруга 600 В, робочий струм 1 А, температура осадження 50°C. Тривалість процесу осадження була 10 хв, що в результаті забезпечило товщину плівки Ni 250 нм. Останнім етапом виготовлення сенсорів було приклеювання мідних виводів до нікелевих електродів. Операція пайки для даних сенсорів є неможливою через температурні обмеження наноцелюлози. Мідні виводи приклеювалися за допомогою графітової пасти, сушка якої здійснювалась за температури 60°C протягом 4 год.

*Дослідження параметрів сенсорів.* Електричні параметри сенсорів (опір та ємність) вимірювалися за допомогою RLC метра ET4401. Для генерування певних значень вологості використовувався набір гігростатів, принцип роботи яких базується на законі Рауля, згідно з яким насичений розчин солі у дистильованій воді генерує певне значення відносної вологості на поверхню розчину. У роботі використано наступні розчини, які генерували такі значення відносної вологості: LiCl – 12%, MgCl<sub>2</sub> – 33%, NaBr – 60%, NaCl – 75%, KCl – 85 та H<sub>2</sub>O – 98%. Для калібрування гігростатів використовувався термогігрометр EZODO HT-390, для контролю вологості та температури у точці виміру використовувалися термогігрометричні сенсори SHT-31. Значення опору та ємності сенсорів вимірювалися на частотах тестового сигналу 200Гц, 1кГц та 10кГц. Під час тестування розроблених сенсорів для моніторингу дихальної активності людини дані прилади розташовувалися на внутрішній поверхні медичної маски в околі клапану.

*Відгук та чутливість сенсорів.* Відгук та чутливість сенсорів визначалася шляхом вимірювання кривої адсорбції вологи (рис.2). Дана крива показує залежність сигналу сенсора (опору для сенсора R та ємності для сенсора C) від рівня відносної вологості середовища у діапазоні від 12 до 98%.

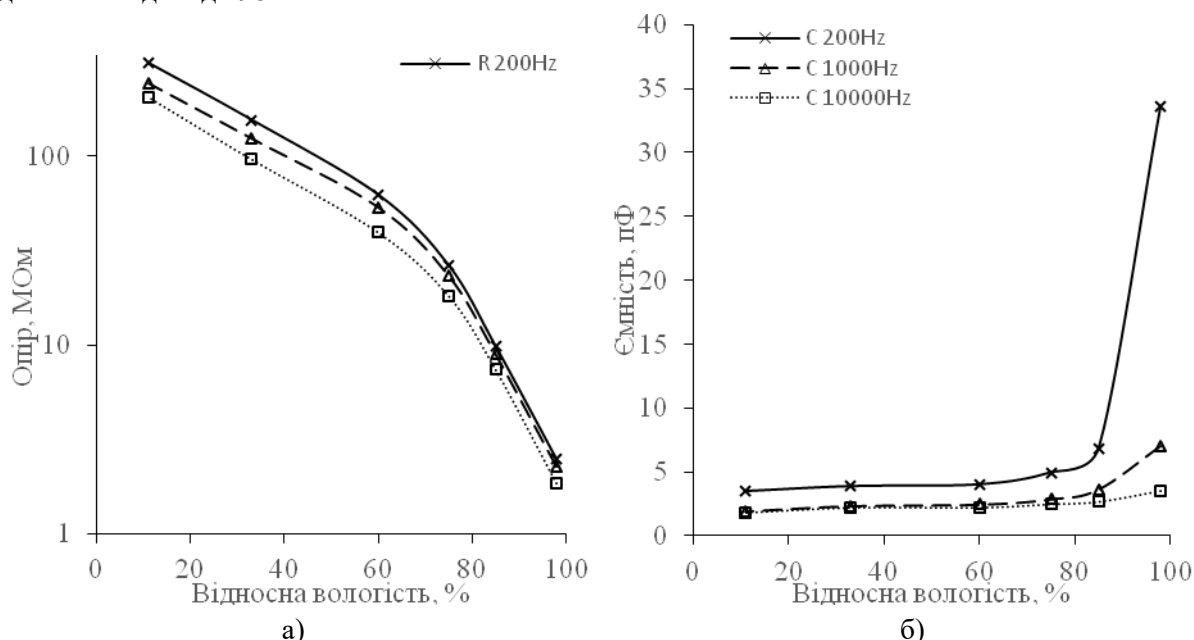


Рисунок 2 – Сімейства кривих відгуку на різних частотах тестового сигналу для резистивного (а) та ємнісного (б) сенсорів на основі наноцелюлози

Відгук для резистивного сенсора визначався як відношення максимального значення опору (за відносної вологості 12%) до мінімального значення (за відносної вологості 98%). Наявність

вологочутливості у резистивних сенсорів на основі НЦ можна пояснити механізмом провідності Гротхаса або ж стрибковим механізмом провідності [3].

Згідно цього механізму, у якості носіїв заряду виступають протони із адсорбованих наноцелюлозою молекул води, які можуть переміщатися стрибками між різними молекулами води під дією електричного поля, створюючи електричний струм. Чим вищий рівень відносної вологості середовища, у якому розташовано сенсор, тим більше атомів води адсорбує НЦ, тим більше вільних носіїв заряду приймає участь в електропереносі. Отже, зростання рівня відносної вологості призводить до зростання провідності (зменшення опору) таких сенсорів.

Для ємнісних сенсорів відгук визначався як зміна ємності в межах використаного діапазону відносної вологості. Ріст ємності при зростанні рівня вологості має місце за рахунок збільшення діелектричної проникності НЦ, яка адсорбує молекули води із навколишнього середовища. Для порівняння діелектрична проникність НЦ становить 2-3, а діелектрична проникність води 80.

Із даних табл. 1 видно, що відгук резистивного сенсора становить 317,2 за частоти 200 Гц, однак при зростанні частоти тестового сигналу до 10 кГц відгук зменшується майже вдвічі до 174,6. Як можемо бачити на рис. 2а, зі зростанням частоти тестового сигналу значення опору сенсорів зменшується на низьких рівнях відносної вологості значно швидше, ніж на високих, що і призводить до спадання відгуку.

Відгук ємнісного сенсора становить 30,6 пФ за частоти 200 Гц та з ростом частоти тестового сигналу зменшується приблизно у 15 разів. Дійсно, на рис. 2б можемо бачити, що зі зростанням частоти тестового сигналу відгук сенсора сильно спадає. Така поведінка пояснюється частотною дисперсією діелектричної проникності НЦ. Тобто, при зростанні частоти тестового сигналу адсорбовані молекули води не встигають переполяризуватися за зміною тестового сигналу, що призводить до зменшення діелектричної проникності НЦ, яка адсорбувала воду.

Таблиця 1– Параметри сенсорів вологості

Параметр		Чутливість, $(RH\%)^{-1}$	Відгук (пФ для С)	Гістерезис, %	Повторюваність, %	Короткочасна стабільність, %	Час відгуку, с	Час відновлення, с
Сенсор	Частота							
R	200 Гц	0,052	317,2	80,4	34,5	66	-	-
	1 кГц	0,05	212,9	74,4	28,2	29	320	1090
	10 кГц	0,05	174,6	70,7	43,9	53	-	-
C	200 Гц	0,019	30,6	8,9	16,5	5	-	-
	1 кГц	0,012	5,1	26,8	16,9	5	1370	60
	10 кГц	0,006	1,8	40,9	15,9	5	-	-

Чутливість обох сенсорів визначалася як показник степені експоненти апроксимуючої кривої, оскільки обидва сенсори мають експоненціальну залежність своїх параметрів від рівня відносної вологості. Так, із даних табл. 1 видно, що чутливість резистивного сенсора майже не змінюється зі зміною частоти та становить  $0,052(RH\%)^{-1}$  за частоти 200 Гц та  $0,05(RH\%)^{-1}$  за частоти 10 кГц. Однак, у ємнісного сенсора частотна залежність чутливості є дуже сильною:  $0,019(RH\%)^{-1}$  за 200 Гц та  $0,006(RH\%)^{-1}$  за частоти 10 кГц. З цього маємо, що резистивний сенсор є кращим за ємнісний, оскільки характеризується вдвічі вищим рівнем чутливості ( $0,052(RH\%)^{-1}$  проти  $0,019(RH\%)^{-1}$ ) на частоті 200 Гц. Також чутливість резистивного сенсора є набагато стабільнішою до зміни частоти тестового сигналу.

*Реверсивність вимірів сенсорів.* Реверсивність сенсорів досліджувалася шляхом порівняння кривих адсорбції та десорбції. Крива адсорбції вимірювалася як залежність сигналу сенсора від відносної вологості, що змінювалася в межах від 12 до 98%. Крива десорбції визначалася як відгук сенсора при спаданні рівня відносної вологості від 98 до 12%. В результаті побудови обох кривих на одному графіку отримуємо петлю гістерезису, яка зображена на рис. 3, а – для резистивного сенсора та на рис. 3, б – для ємнісного.

Гістерезис сенсорів визначався як відношення максимальної різниці сигналу сенсора за однакового значення відносної вологості до відгуку сенсорів за наступною формулою:

$$H = \pm \frac{\Delta C_{\max}}{C_{\max} - C_{\min}} \cdot 100\%$$

де  $\Delta C_{\max}$  – максимальна різниця сигналу сенсора (ємності або опору) між точками за однакової RH на кривих адсорбції та десорбції.  $C_{\max}$  – максимальне виміряне значення ємності або опору,  $C_{\min}$  – мінімальне виміряне значення ємності або опору.

Наявність гістерезису сенсорів пояснюється різною швидкістю проходження процесів адсорбції та десорбції (рис.3). Так, екзотермічний процес адсорбції є швидшим за десорбцію, яка є ендотермічним процесом. З табл.1 можемо бачити, що для резистивного сенсора гістерезис є досить великим та становить 80,4% на частоті 200 Гц. Однак зі зростанням частоти тестового сигналу до 10 кГц цей параметр дещо зменшується (до 70,7%). Гістерезис ємнісного сенсора є значно меншим та становить лише 8,9% на частоті 200 Гц. Слід проте зазначити, що зі зростанням частоти тестового сигналу гістерезис зростає до 40,9% на частоті 10 кГц. Отже, з точки зору реверсивності ємнісний тип сенсора є більш привабливим.

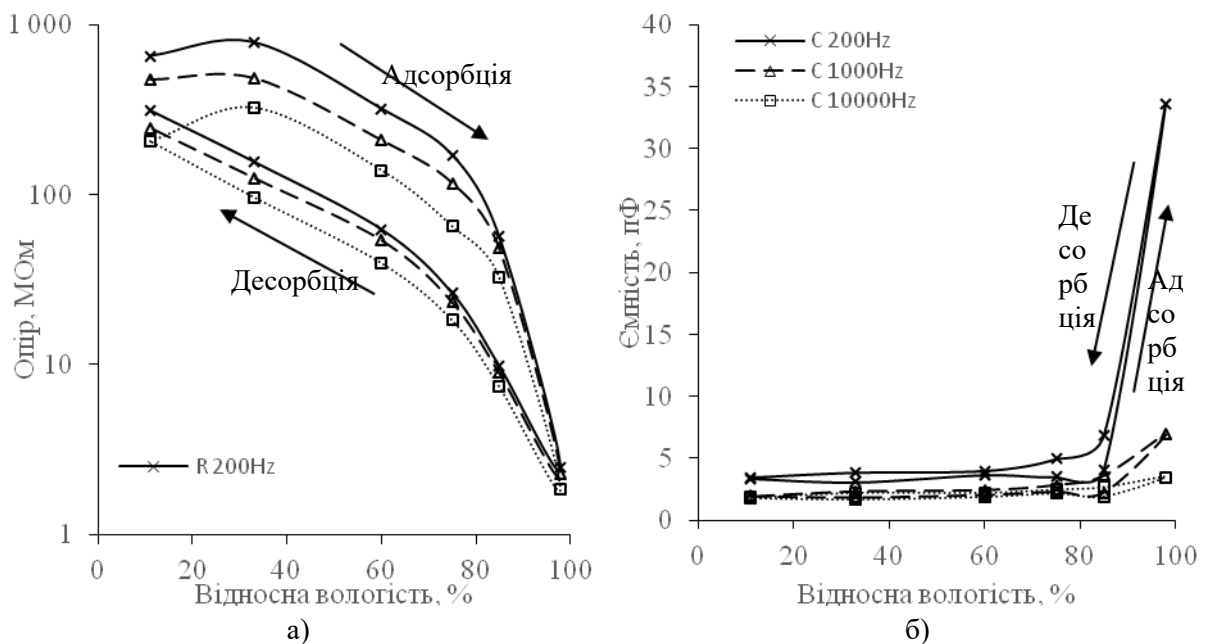


Рисунок 3 – Петлі гістерезису на різних частотах тестового сигналу для резистивного (а) та ємнісного (б) сенсорів на основі наноцелюлози

**Повторюваність вимірів сенсорів.** Повторюваність вимірів сенсорів досліджувалася шляхом проведенням циклювання між значенням рівнів відносної вологості 12%-60%-12%-60%-12%-60%. Величина повторюваності сигналу сенсорів оцінювалася шляхом порівняння вимірних значень ємності або опору в двох сусідніх циклах. На рис.4 наведено графіки циклювання для обох сенсорів, звідки видно, що опір сенсорів вологості з часом дещо зростає. Згідно з табл.1, повторюваність резистивного сенсора становить від 28,2 до 43,9% на різних частотах та не має чіткої частотної залежності. У ємнісних сенсорів повторюваність приблизно у два рази краща та становить від 15,9 до 16,5%. Зокрема з рис.4 видно, що під час циклювання значення ємності є стабільним на відміну від резистивного сенсора, чий опір починає дрейфувати.

**Короткочасна стабільність сенсорів.** Короткочасна стабільність сенсорів досліджувалася шляхом вимірювання параметрів сенсорів протягом 1 год у середовищах з вологістю 12% та 60% з попередньою витримкою сенсора у заданому середовищі протягом 15 хв для встановлення термодинамічної рівноваги. Показник стабільності визначався як максимальне значення нормального відхилення від середнього значення на обох значеннях відносної вологості. Із даних табл.1 видно, що відхилення резистивного сенсора становить від 29 до 66%, що пояснюється повільністю повного встановлення термодинамічної рівноваги, яка призводить до того, що опір сенсора монотонно змінюється під час дослідження. Для ємнісного

ж сенсора відхилення становить 5% та повністю не залежить від частоти тестового сигналу. З цього можемо зробити висновок про перевагу ємнісного сенсора над резистивним з точки зору короткочасної стабільності.

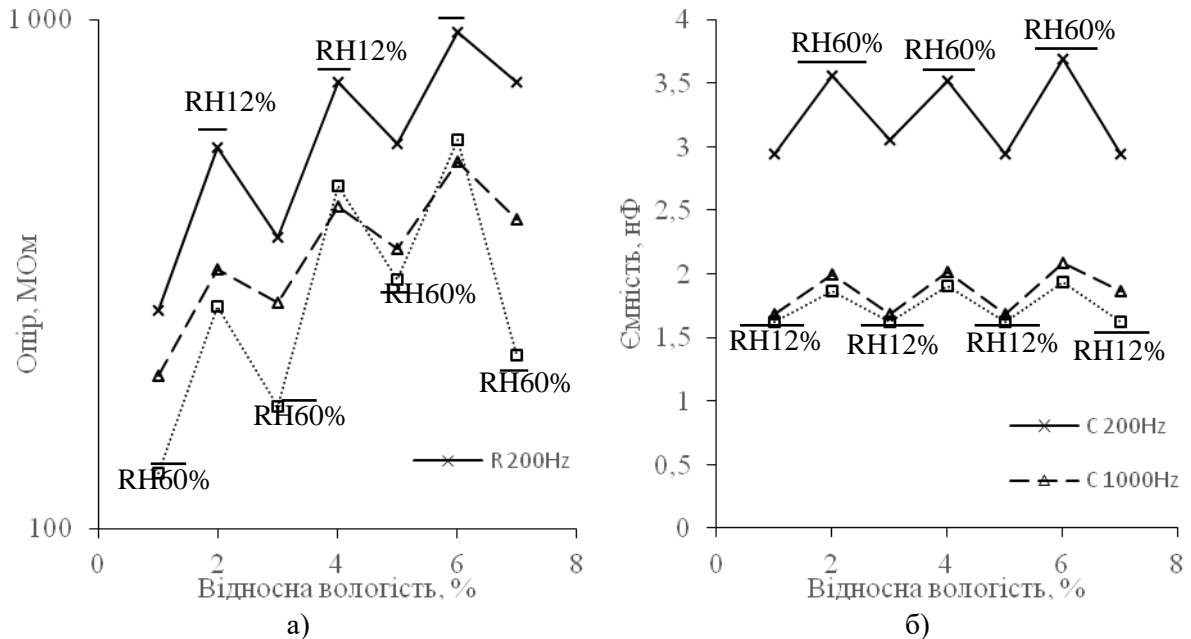


Рисунок 4 – Графіки циклювання на різних частотах тестового сигналу для резистивного (а) та ємнісного (б) сенсорів на основі наноцелюлози

*Час відгуку та відновлення сенсорів.* Час відгуку сенсорів вимірювався за різкої зміни рівня вологості від 12 до 98%, а саме: час відгуку визначався як час, за який сигнал змінюється із 10 до 90% для ємнісного сенсора (або від 90 до 10% для резистивного сенсора). Час відновлення вимірювався за різкої зміни рівня відносної вологості з 98 до 12%, а саме: час відгуку визначався як час спадання рівня сигналу від 90 до 10% для ємнісного сенсора (або від 10 до 90% для резистивного сенсора).

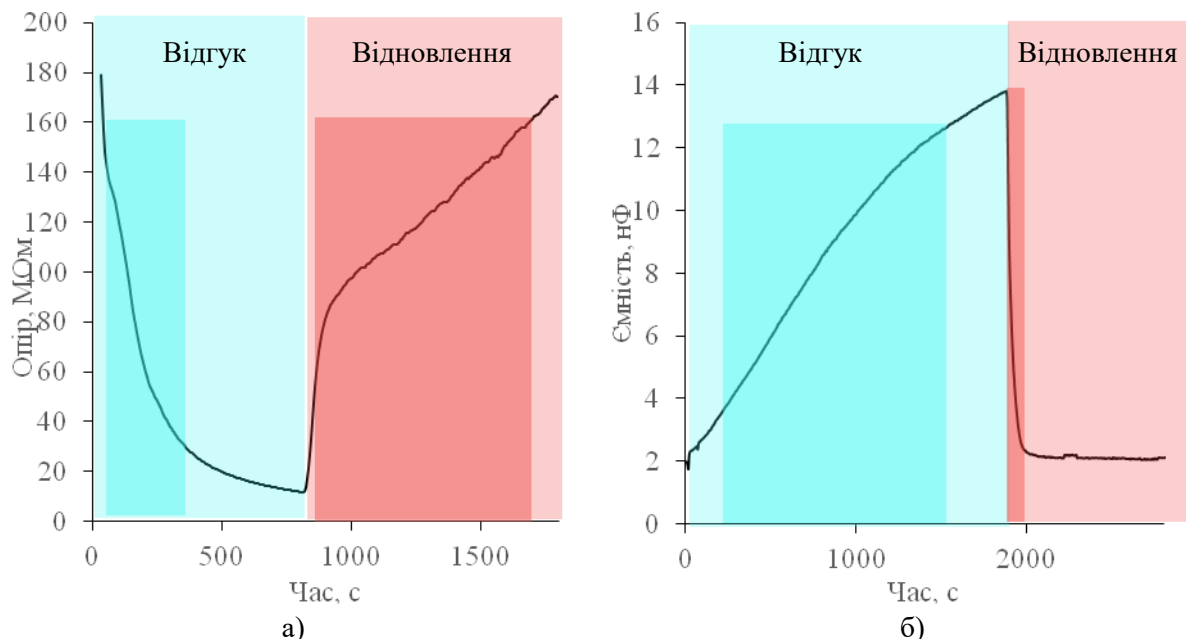


Рисунок 5 – Графіки відгуку та відновлення для резистивного (а) та ємнісного (б) сенсорів на основі наноцелюлози

Так, на рис.5 можемо бачити графіки відгуку та відновлення для обох сенсорів. У табл.1 можемо бачити, що час відгуку резистивного сенсора є значно меншим, ніж час відновлення: 320 с та 1090 с відповідно. Така поведінка пояснюється різними швидкостями протікання

процесів адсорбції та десорбції. Час відгуку ємнісного сенсора навпаки є більшим за час відновлення: 1370 с та 60 с відповідно. Для сенсорів вологості на основі НЦ така поведінка ємнісних сенсорів є характерною та пояснюється тим, що під час адсорбції вологи плівка НЦ розширюється, що в свою чергу призводить до утворення нових центрів адсорбції, що уповільнює процес адсорбції і відповідно збільшує час відгуку.

*Дослідження біомедичного застосування.* Досліджено застосування одержаних сенсорів вологості для моніторингу дихальної активності людини. Зокрема проводилося дослідження реакції сенсорів на дихання різної частоти. Так, на рис. 6,а зображено графік, отриманий для резистивного сенсора. Можемо бачити чіткі піки, які утворюються на вдиху, та різке зниження опору під час видиху. Така поведінка сенсора пояснюється тим, що людина видихає досить вологе повітря (відносна вологість якого становить близько 80% [7], [8]), що є значно більшим за вологість кімнатного повітря (30-60% в різні пори року). Таким чином, при видиху людини сенсор адсорбує вологу і його опір різко спадає. При вдиху, сенсор обдувається більш сухим повітрям із кімнати, що змушує опір сенсора зростати. З наведеної кривої реакції сенсора на подих людини можна бачити, що даний сенсор досить чітко розрізняє дихання різного темпу (повільний, середній, швидкий). Також можемо спостерігати, що зі зростанням темпу дихання відгук сенсора вологості дещо спадає. Це пояснюється двома обставинами. По-перше, потік вологого повітря діє на сенсор протягом менших проміжків часу. По-друге, паузи між подихами теж скорочуються. Враховуючи досить великий час відновлення сенсора, його опір не встигає відновитися до початкового значення.

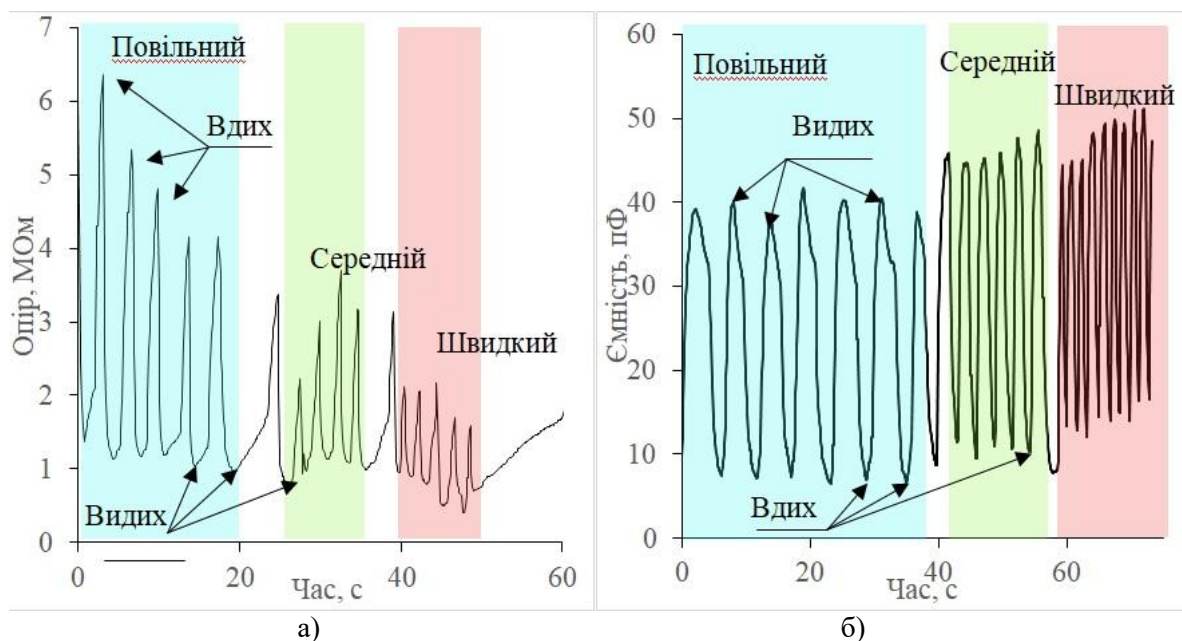


Рисунок 6 – Графіки відгуку на темп дихання для резистивного (а) та ємнісного (б) сенсорів на основі наноцелюлози

Графік реакції ємнісного сенсора на дихання різним темпом наведено на рис.6, б. При видиху ємність сенсора стрімко зростає, а на вдиху різко спадає. Тобто кожен видих-вдих людини відображається на такій залежності циклічною зміною ємності з такою ж частотою. Слід зазначити, що відгук ємнісного сенсора майже не залежить від темпу дихання. Не дивлячись на досить великий час відгуку сенсор встигає адсорбувати достатню кількість молекул води, щоб продемонструвати досить великий відгук. Таким чином, ємнісний сенсор вологості є кращим рішенням для моніторингу дихання людини, аніж резистивний тип, оскільки його відгук не зменшується зі зростанням темпу дихання.

На рис.7 наведено реакцію сенсорів на об'єм повітря, що видихається. Зокрема на рис.7, а зображено реакцію резистивного сенсора на сильний видих (видихається більший об'єм повітря) та на слабкий видих (видихається менший об'єм повітря). Відмінність між двома різними подихами полягає у різній амплітуді сигналу. Крім того, після сильного подиху значення опору сенсора знаходиться біля мінімального значення протягом певного проміжку

часу, після чого опір починає відновлюватися. При цьому після слабкого подиху, відновлення опору починається практично відразу. Затримка реакції сенсора за більшого об'єму видихуваного повітря може пояснюватися тим, що час відновлення опору приладу є великим.

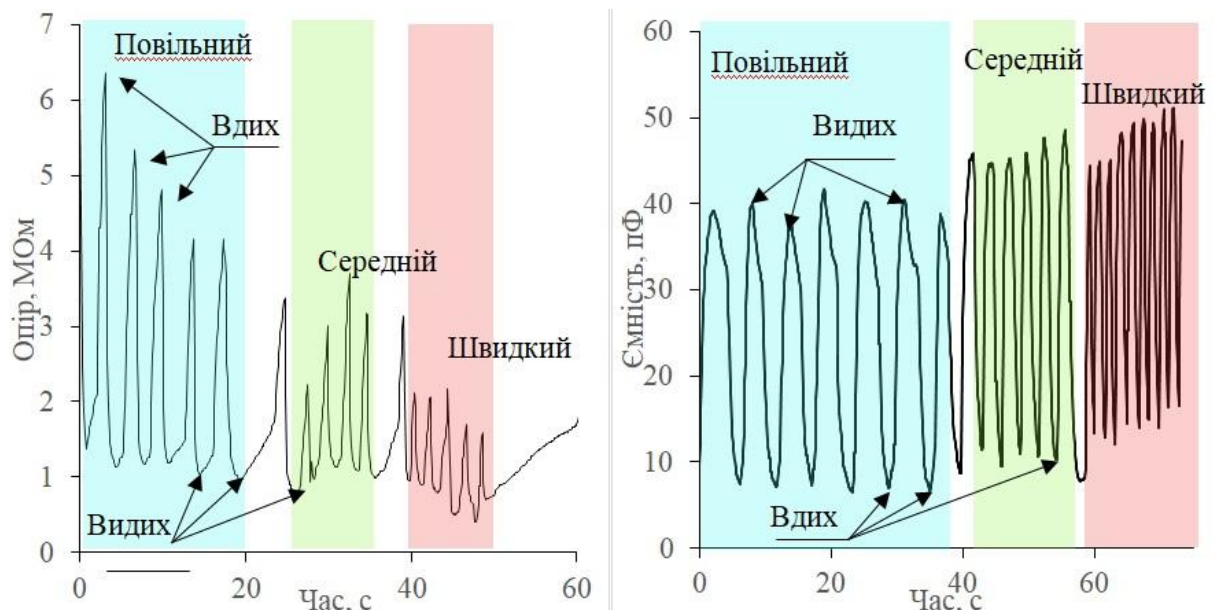


Рисунок 7 – Графіки відгуку на різний об'єм видихуваного повітря для резистивного (а) та ємнісного (б) сенсорів на основі наноцелюлози

Для ємнісного сенсора спостерігається такі ж залежності, однак різний об'єм видихуваного повітря призводить до більшої відмінності у величині відгуку, ніж для резистивного сенсора (рис.7, б). Таким чином, обидва типи сенсори вологи на основі наноцелюлози придатні для використання у моніторингу дихання, однак ємнісний сенсор має значні переваги як для вимірювання дихання різним темпом, так і з точки зору реакції сенсора на різний об'єм повітря, що видихається людиною.

Висновки. В роботі виготовлено гнучкі, біорозкладні сенсори відносної вологості на основі плівок наноцелюлози. Досліджено такі характеристики сенсорів, як відгук, чутливість, реверсивність, повторюваність, короткотривала стабільність, а також час відгуку та час відновлення. Резистивний тип сенсора демонструє максимальну чутливість  $0,052(\%RH)^{-1}$ , що втричі перевершує чутливість ємнісного сенсора. З іншого боку, ємнісний сенсор характеризується більш повторюваним і стабільним сигналом під час вимірювання. Також досліджена можливість застосування даних сенсорів для моніторингу дихальної активності людини. Визначено, що для даного застосування ємнісний сенсор є кращим варіантом, оскільки на його відгук практично не впливає темп дихання людини на відміну від резистивного аналога. Для ємнісного сенсора має місце більш різка зміна величини відгуку на різний об'єм видихуваного повітря, що простіше виміряти, ніж час затримки, який є реакцією на об'єм видихуваного повітря у резистивного сенсора. Подальшим напрямком досліджень є покращення чутливості ємнісних сенсорів, а також показників стабільності та повторюваності резистивних сенсорів для застосування їх в безконтактних датчиках рівня зволоженості шкіри людини.

#### Інформаційні джерела

1. Pan S. A sensitive humidity sensor at low pressure with SnO<sub>2</sub> QDs / S. Pan, G. Gayathri, T. S. Reshma, G. Mangamma, A. K. Prasad, and A. Das, // Sensors and Actuators A: Physics. – 2022. – Vol. 346, Oct. 2022. – P. 113835. DOI: 10.1016/j.sna.2022.113835.
2. Kumar A. SnO<sub>2</sub> nanostructured thin film as humidity sensor and its application in breath monitoring / A. Kumar, P. Kumari, M. S. Kumar, G. Gupta, D. D. Shivagan, and K. Bapna // Ceramic Internationl. – 2023. – Vol. x. May. 2023. – P. xx. DOI: 10.1016/j.ceramint.2023.05.020.
3. Lapshuda V. Flexible Humidity Sensors Based on Nanocellulose / V. Lapshuda, V. Koval, V. Barbash, M. Dusheiko, O. Yashchenko, S. Malyuta // 2022 IEEE 41st International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO). – Kyiv (Ukraine), 2022. – P. 208–212. DOI: 10.1109/ELNANO54667.2022.9927092.

Лапшуда В.А., Коваль В.М., Душейко М.Г., Барбаш В.А.,  
Яценко О.В., Панченко С.А., Якименко О.С.



4. Koval V. Application of Nanocellulose in Humidity Sensors for Biodegradable Electronics / V. Koval, V. Barbash, M. Dusheyko, V. Lapshuda, O. Yashchenko, Y. Yakimenko // *2020 IEEE 10th International Conference Nanomaterials: Applications & Properties (NAP)*. – Sumy (Ukraine), 2020. – P 1-5. DOI: 10.1109/NAP51477.2020.9309598.
5. Tseng S.-F. Highly sensitive humidity sensors based on Li-C<sub>3</sub>N<sub>4</sub> composites on porous graphene flexible electrodes / S.-F. Tseng Y.-S. Tsai // *Applied Surface Science*. – 2022. – Vol. 606. Dec. 2022 – P. 155001. DOI: 10.1016/j.apsusc.2022.155001.
6. Chen Q. Nanodiamond/cellulose nanocrystals composite-based acoustic humidity sensor / Q. Chen, K. Mao, Y. Yao, X. Huang, and Z. Zhang // *Sensors and Actuators B: Chemistry*. – 2022 – Vol. 373. Dec. 2022. – P. 132748. DOI: 10.1016/j.snb.2022.132748.
7. Rehman H. M. M. U. Edible rice paper-based multifunctional humidity sensor powered by triboelectricity / H. M. M. U. Rehman, A. P. S. Prasanna, M. M. Rehman, M. Khan, S.-J. Kim, and W. Y. Kim // *Sustainable Materials and Technologies*. – 2023 – Vol. 36. Jul. 2023. – P. e00596. DOI: 10.1016/j.susmat.2023.e00596.
8. Tai H. Evolution of breath analysis based on humidity and gas sensors: Potential and challenges / H. Tai, S. Wang, Z. Duan, and Y. Jiang // *Sensors and Actuators B: Chemistry*. – 2020 – Vol. 318, Sep. 2020 – P. 128104. DOI: 10.1016/j.snb.2020.128104.
9. Yoshida A. Printed, all-carbon-based flexible humidity sensor using a cellulose nanofiber/graphene nanoplatelet composite / A. Yoshida, Y.-F. Wang, S. Tachibana, A. Hasegawa, T. Sekine, Y. Takeda, J. Hong, D. Kumaki, T. Shiba, S. Tokito // *Carbon Trends*. – 2022 – Vol. 7, Apr. 2022. – P. 100166. DOI: 10.1016/j.cartre.2022.100166.
10. Yao X. A PEDOT:PSS functionalized capacitive sensor for humidity / X. Yao, Y. Cui // *Measurement*. – 2020 – Vol. 160. Aug. 2020 – P. 107782. DOI: 10.1016/j.measurement.2020.107782.
11. Rafiefard N. High-performance flexible and stretchable self-powered surface engineered PDMS-TiO<sub>2</sub> nanocomposite based humidity sensors driven by triboelectric nanogenerator with full sensing range / N. Rafiefard, S. Fardindoost, M. K. Kisomi, L. Shooshtari, A. Irajizad, S. Seddighi, R. Mohammadpour, D. Vashae // *Sensors and Actuators B: Chemistry*. – 2023 – Vol. 378, Mar. 2023 – P. 133105. DOI: 10.1016/j.snb.2022.133105.
12. Nitta R. CuO nanostructure-based flexible humidity sensors fabricated on PET substrates by spin-spray method / R. Nitta, H.-E. Lin, Y. Kubota, T. Kishi, T. Yano, and N. Matsushita // *Applied Surface Science*. – 2022 – Vol. 572. Jan. 2022. – P. 151352. DOI: 10.1016/j.apsusc.2021.151352.
13. Yu C. Optical fiber humidity sensor based on the vernier effect of the Fabry-Perot interferometer coated with PVA / C. Yu, H. Gong, Z. Zhang, K. Ni, C. Zhao // *Optical Fiber Technology*. – 2021 – Vol. 67. Dec. 2021. – P. 102744. DOI: 10.1016/j.yofte.2021.102744.
14. Su Y. Surface acoustic wave humidity sensor based on three-dimensional architecture graphene/PVA/SiO<sub>2</sub> and its application for respiration monitoring / Y. Su, C. Li, M. Li, H. Li, S. Xu, L. Qian, B. Yang // *Sensors and Actuators B: Chemistry*. – 2020 – Vol. 308. Apr. 2020. – P. 127693. DOI: 10.1016/j.snb.2020.127693.
15. Hieu N. M. A highly stable humidity sensor based on a new Bi<sub>2</sub>O<sub>3</sub>/CNT hybrid nanostructure / N. M. Hieu, C. V. Phuoc, N. M. Hung, C. V. Anh, A. D. Phan, J. Nah, J.-R. Jeong, P. T. Huy, D. Kim // *Sensors and Actuators A: Physics*. – 2023 – Vol. 351. Mar. 2023 – P. 114141. DOI: 10.1016/j.sna.2022.114141.
16. Yu S. High-sensitivity RGO-TiO<sub>2</sub> humidity sensor driven by triboelectric nanogenerators for non-contact monitoring of human respiration / S. Yu, H. Zhang, J. Zhang, Z. Hu // *Journal of Alloys and Compounds*. – 2022 – Vol. 935. Feb. 2023. – P. 168006. DOI: 10.1016/j.jallcom.2022.168006.
17. Yao Y. Facile fabrication of high sensitivity cellulose nanocrystals based QCM humidity sensors with asymmetric electrode structure / Y. Yao, X. Huang, B. Zhang, Z. Zhang, D. Hou, Z. Zhou // *Sensors and Actuators B: Chemistry*. – 2020 – Vol. 302. Jan. 2020. – P. 127192. DOI: 10.1016/j.snb.2019.127192.
18. Ramaprasad A. T. Chitin–polyaniline blend as humidity sensor / A. T. Ramaprasad, V. Rao // *Sensors and Actuators B: Chemistry*. – 2010 – Vol. 148. №. 1. Jun. 2010 – P.117–125. DOI: 10.1016/j.snb.2010.05.044.
19. Cai J. Polyethylene glycol grafted chitin nanocrystals enhanced, stretchable, freezing-tolerant ionic conductive organohydrogel for strain sensors / J. Cai, Y. He, Y. Zhou, H. Yu, B. Luo,

M. Liu // Composites Part A: Applied Science and Manufacturing. – 2022 – Vol. 155. Apr. 2022 – P. 106813. DOI: 10.1016/j.compositesa.2022.106813.

**Lapshuda V., Koval V, Dusheiko M, Barbash V., Yashchenko O., Panchenko S., Yakymenko O.**  
National Technical University of Ukraine "Ihor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine

### **FLEXIBLE HUMIDITY SENSORS BASED ON NANOCELLULOSE FILMS FOR BIOMEDICAL APPLICATIONS**

*Flexible, biodegradable relative humidity (RH) sensors based on nanocellulose film (NC) of capacitive and resistive type was created and investigated. NC was extracted from organosolvent wheat cellulose by acid hydrolysis. Electrodes were deposited on the surface of the NC film by RF magnetron deposition in an argon atmosphere. The peculiarity of these sensors is that the NC acts as a sensitive layer and as a substrate. We studied the static (response, sensitivity, reversibility and repeatability) and dynamic (short-term stability, response and recovery times) characteristics of the sensors. It was established that the resistive sensor is characterized by a higher sensitivity of  $0.052(\text{RH}\%)^{-1}$ , which is stable at different frequencies of the test signal. At the same time, the capacitive sensor shows a lower hysteresis value (approximately 9%), better repeatability of the signal (the deviation during cycling did not exceed 17%) and short-term stability (the deviation of the signal during the measurement time did not exceed 5%). The possibility of using sensors for human breath monitoring systems has also been investigated. It was determined that both sensors are able to detect breathing at different rates (fast, medium, slow), and also react to different volumes of air exhaled by a person.*

**Key words:** nanocellulose, flexible sensors, humidity sensors, biodegradable sensors, breath monitoring.