

<https://doi.org/10.26565/2075-3810-2026-55-02>

UDC 535.36:577.3:616-073.75

ВІЗУАЛІЗАЦІЯ ТА МОРФОМЕТРІЯ ЗМІН БІОТКАНИН ШИЙКИ МАТКИ НА ОСНОВІ НОРМАЛІЗОВАНИХ СПЕКТРАЛЬНИХ ІНДЕКСІВ

Олександр Росляков¹, Сергій Єрмоленко^{1,*}, Олександр Пересунько²

¹ Кафедра кореляційної оптики, Навчально-науковий інститут фізико-технічних та комп'ютерних наук, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, вул. Сторожинецька, 101, м. Чернівці, 58029, Україна;

² Кафедра онкології та радіології, Буковинський державний медичний університет, вул. Театральна, 2, м. Чернівці, 58002, Україна

*Автор для листування: s.yermolenko@chnu.edu.ua

Надійшла до редакції 18 липня 2025 р. Переглянута 8 січня 2026 р.

Прийнята до друку 10 лютого 2026 р. Опублікована 25 червня 2026 р.

Актуальність. Сучасна візуальна діагностика передракових та злоякісних уражень шийки матки потребує підвищення об'єктивності та точності шляхом використання фізично обґрунтованих оптико-спектральних методів. Формування кількісної спектральної характеристики структурних змін у біотканині відкриває нові можливості для диференційної оцінки стадії патології та побудови шкал морфо-спектрального скринінгу.

Мета роботи — розробити метод спектральної візуалізації та аналізу морфо-оптичних змін біотканини шийки матки на основі нормалізованих спектральних індексів (NSI) з використанням компактного оптичного модуля та визначити ключові кількісні показники, чутливі до стадій онкопроцесу.

Матеріали та методи. Для реєстрації спектрального відбивання використано діагностичний модуль із монохромною CMOS-камерою та кільцевою LED-системою освітлення (450, 550, 630, 820 нм), доповненою поляризаційними фільтрами. Обробка NSI-мап проводилась шляхом розрахунків NSI-індексів та їх статистичних параметрів для 62 зображень шийки матки пацієнток основних груп патологій з наступною морфологічною верифікацією.

Результати. Індекс NSI_{630/820} виявився найбільш чутливим до змін тканинної щільності та васкуляризації, — його середнє значення зросло від 1,303 при запаленні до 1,528 у випадку аденокарциноми. Підвищення асиметрії та ексцесу у профілях NSI_{530/820} у разі переходу від CIN до карциноми вказує на ймовірне утворення ділянок з підвищеною оптичною неоднорідністю. Зниження ентропії для аденокарциноми узгоджується зі зменшенням текстурної складності тканини при малігнізації. Сформовано структуровану класифікацію інтервалів значень основних морфо-оптичних характеристик, що відображає їх зміни у межах патологічного процесу.

Висновки. Методика спектрально-нормалізованої візуалізації на основі індексів NSI дозволила кількісно відобразити морфологічні зміни біотканини шийки матки. Встановлено індикатори змін у спектральній структурі відбитого оптичного сигналу, що корелюють із типом патології, і доведено ефективність запропонованого підходу для оптико-фізичної диференціації стадій малігнізації.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: спектральна візуалізація; NSI-мапи; нормалізований спектральний індекс; оптико-морфологічні зміни; шийка матки; асиметрія; ексцес.

Як цитувати: Росляков О, Єрмоленко С, Пересунько О. Візуалізація та морфометрія змін біотканин шийки матки на основі нормалізованих спектральних індексів. Біофізичний вісник. 2026;55:14–35. <https://doi.org/10.26565/2075-3810-2026-55-02>

Citation: Roslyakov O, Yermolenko S, Peresunko O. Visualization and morphometrics of changes in cervical biotissues based on normalized spectral indices. Biophysical Bulletin. 2026;55:14–35. <https://doi.org/10.26565/2075-3810-2026-55-02> (in Ukrainian)

Open Access. This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

Пошук достовірних, об'єктивних та кількісно контрольованих методів виявлення патологічних змін епітелію шийки матки з урахуванням його структури та функції є нагальною потребою сучасної онкогінекології. Стандартні підходи діагностики, зокрема кольпоскопія у відбитому світлі, базуються на візуальному спостереженні кольорових змін після обробки оцтовою кислотою та йодом, при цьому використовують суб'єктивну лікарську оцінку досліджуваних змін без кількісної прив'язки до оптичних параметрів біотканин. У клінічній практиці такий підхід обмежений як низькою чутливістю до ранньої стадії атипії, так і відтворюваністю діагностичних висновків [1, 2]. Невизначеність у інтерпретації спостерігається особливо часто в умовах запалення, рубцевих змін чи атрофії, при яких змінюється текстура епітелію і ступінь поглинання світла [3]. Залишається відкритим питання кількісної верифікації зон патології, особливо на етапі переходу між нормою, дисплазією та передраком [4].

Біопсія як інвазивний метод підтвердження діагнозу є обмеженою з точки зору масового застосування та не забезпечує безперервного візуального контролю. Існуючі сучасні флуоресцентні, спектроскопічні та поляризаційні методи мають результуючу високу специфічність, проте вимагають складного вартісного лабораторного устаткування [5, 6].

Однією з основних проблем у практичній онкодіагностиці є відсутність спектрального контролю у пристроях візуалізації. Переважно використовуються камери RGB-типу з широкосмуговим джерелом білого світла (LED, галогенова лампа), які мають невідому та нестабільну спектральну характеристику. Колірні ознаки такого зображення, які можуть мати вагомий вплив на діагностичний висновок лікаря, залежать не від оптичного відгуку характеристик біотканини, а від параметрів сенсора, динаміки експозиції та алгоритмів обробки сигналу в камері [7]. Це створює фізичну невизначеність у відбитому сигналі і складність його використання для кількісного аналізу, при цьому обмежуючи можливість реєстрації слабо виражених спектральних маркерів, які можуть бути ранніми індикаторами морфофункціональних змін (дисплазії чи гіперплазії) [8].

Класичні оптичні підходи, що використовуються в кольпоскопії, також не враховують структурно-функціональну неоднорідність тканинного відгуку в різних ділянках епітелію. Разом із патологічними змінами, які супроводжуються локальними змінами у поглинанні, розсіюванні та анізотропії біотканин, сформований камерою RGB-сигнал не має спектрального розщеплення, яке необхідне для виявлення цих змін [9]. Крім того, через автоекспозицію, яка властива стандартним камерам, сигнал від нормальних та патологічних ділянок часто виявляється некоректно нормалізованим, що викликає похибки у сприйнятті та виключає порівняння між пацієнтками або між зонами одного об'єкту дослідження [10]. Окрему проблему становить зусилля підвищити точність за рахунок автоматизованої обробки RGB-зображень методами комп'ютерного зору. Відсутність фізичного контролю за умовами освітлення, спектром джерела світла та його поляризацією обмежує знаходження уніфікованих ознак для навчання алгоритмів сегментації та класифікації [11]. У [12] було доведено, що спектральні зміни в діапазоні 405–870 нм добре корелюють з морфологічними змінами при лейкоплакії, койлоцитарних ураженнях, гіперплазії та дисплазії.

Тому, виникає потреба у розробці методу, який дозволив би розкласти сигнал на спектральні компоненти з точною прив'язкою до певних спектральних смуг, реалізувати нормалізацію сигналу до фіксованої опорної довжини хвилі та забезпечити кількісну оцінку параметрів біотканин — як основу для подальшої статистичної та морфометричної обробки. Нами запропоновано оптико-фізичний метод спектрального картування, з використанням нормалізованого спектрального індексу (NSI), що

формалізує співвідношення інтенсивностей у вузькоспектральних каналах на стабільну референтну довжину хвилі. Ми передбачаємо, що такий підхід дозволив би усунути залежність сигналу від зовнішніх чинників (яскравість, флуктуації джерела) і виділити реальні спектральні контрасти, зумовлені морфо-структурною неоднорідністю епітелію.

Метою дослідження є розроблення та експериментальна апробація спектрально-селективного методу візуалізації шийки матки з використанням нормалізованого спектрального індексу (NSI), що забезпечує кількісну реєстрацію локальних змін відбитого сигналу. Очікується, що спектральна неоднорідність, зареєстрована через NSI-мапи, відображає морфологічні зміни епітелію, властиві для атипії, гіперплазії та передракових станів. Розрахунок статистичних параметрів NSI (середнє значення, коефіцієнт варіації, асиметрія, ексцес, ентропія) може сформувати критерії визначення порогових значень для диференціації тканин з різним ступенем структурних перетворень. Для експериментальної реалізації пропонуваного методу у роботі описано розроблений та технічно реалізований компактний спектрально-діагностичний модуль, що об'єднує монохромну камеру з кільцевим вузькоспектральним LED-освітленням і системою поляризаційного фільтрування.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Оптико-електронний модуль

Для реалізації спектрального зондування нами був створений спеціалізований оптико-електронний модуль, що поєднує LED-освітлювач із фіксованими довжинами хвиль та чорно-білу CMOS-камеру високої чутливості. Освітлювач містить шість пар світлодіодів вузького спектрального профілю: 405, 450, 530, 630, 820 та 870 нм. Як стабільну референтну довжину хвилі для нормалізації відбитого сигналу обрано 820 нм, що розміщується в інфрачервоній ділянці, де розсіювання мінімальне і переважає оптична реакція до глибинної структури біотканини. До складу освітлювального адаптера додано світлодіод білого світла для формування інтегрального зображення з широким спектральним інтервалом, що забезпечує орієнтацію на топографічній картині, просторове узгодження спектральних даних і стабільність експозиції для монохромної камери.

Реєстрація зображення проводилась камерою Basler Ace (чорно-білою, без ІЧ-фільтра), яка дає змогу уникнути спотворень, пов'язаних із вбудованою фільтрацією. Важливою складовою оптичної системи є використання схрещених станів поляризації: лінійні поляризатори встановлені перед джерелами освітлення та перед об'єктивом і орієнтовані ортогонально, що дозволяє суттєво знизити поверхневе дзеркальне відбивання та візуалізувати дифузно-відбиту складову сигналу, яка включає інформацію про мікроструктуру біотканини. Керування послідовним включенням LED-каналів здійснюється за допомогою контролера Arduino Uno, запрограмованого на покрокову зміну джерела з часовою затримкою, яка синхронізована із циклом зчитування камери. Цикл роботи включає активацію кожного із шести світлодіодів, паузу стабілізації світлового потоку, ініціацію зчитування кадру та вимкнення перед переходом до наступного каналу. Алгоритм дозволяє одержувати повний набір спектральних зображень менш, ніж за 3 секунди, з чіткою прив'язкою кожного зображення до відповідної довжини хвилі.

На рисунку 1 подано модельний вигляд зібраної системи, що включає освітлювач та адаптер для фіксації на камеру Basler.

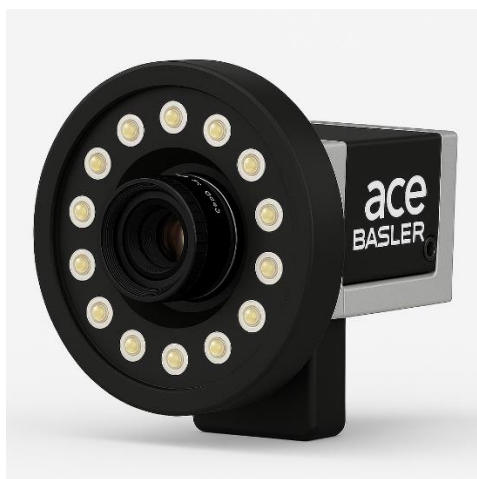


Рис. 1. Прототип спектрального модуля з CMOS-камерою Basler Ace та LED-освітлювачем.

Fig. 1. Prototype of spectral module with Basler Ace CMOS camera and LED illuminator.

Підбір LED-каналів у системі спектрального освітлення (405, 450, 530, 630, 820 та 870 нм) здійснювався на основі принципу спектрально-залежного зондування оптичної відповіді біотканини на різних глибинах, з урахуванням характерного спектру поглинання та розсіювання епітеліальних і субепітеліальних шарів шийки матки. Кожна з зондуючих довжин хвиль виконує свою специфічну діагностичну задачу, яка зумовлена оптичними особливостями взаємодії світла з біотканиною. Так, довжина хвилі 405 нм призначена для збудження ендogenous флуоресценції молекул NADH та порфіринів, при цьому має високу поверхневу чутливість до змін у метаболічно активному епітелії, зміненому при дисплазії. Канал 450 нм забезпечує проникнення на середню глибину та дає змогу оцінювати зміни у метаболічному профілі тканини, зокрема у вмісті FAD і β -каротину. Довжина хвилі 530 нм є індикатором оптичної щільності та розсіювання і відображає структурні та функціональні відмінності між нормальним і патологічно зміненим епітелієм (враховуючи гемоглобін-залежне поглинання). Канал 630 нм дозволяє аналізувати зміни в мікросудинному руслі та капілярній мережі, що типово проявляються при запальних та неопластичних процесах. Інфрачервоний канал 820 нм, який характеризується мінімальним поглинанням у біологічних тканинах та стабільністю сигналу, був обраний як референтний — для нормалізації спектральних показників у NSI-моделі, оскільки він практично не реагує на зміни в поверхневих структурах [13–25].

Далі наведена таблиця 1 з оптико-фізично обґрунтованим описом підбору LED-каналів при спектральному зондуванні епітелію шийки матки, яка доповнена даними відповідної спектральної відповіді біотканин, біохімічних мішеней та морфо-функціональних характеристик із діагностичним значенням. Обґрунтування вибору кожного каналу базується на оптико-фізичній взаємодії випромінювання різного спектрального діапазону з біологічною тканиною та урахуванням глибини проникнення, їх профілю поглинання/розсіювання та особливих молекулярних змін при патологічних станах [13–25].

У даному дослідженні довжини хвиль 405 нм та 870 нм не використовувалися як активні канали освітлення, оскільки їх застосування передбачено на наступних етапах дослідницької роботи для розширення спектрального аналізу та вивчення додаткових біомаркерів.

Таблиця 1. LED-канали спектрального зондування та їх діагностичне значення в гінекологічній оптиці.

Table 1. LED spectral sensing channels and their diagnostic value in gynecological optics.

Довжина хвилі (нм)	Біофізичне призначення та механізм	Мішень / спектральна чутливість	Морфо-функціональні особливості	Джерела
405	Збудження флуоресценції NADH і порфіринів	NADH, порфірини	Переважно поверхнєве зондування; виявлення змін у клітинному метаболізмі на ранніх стадіях дисплазії [15, 17, 21, 22]	[15–17, 21, 22]
450	Флуоресцентна відповідь FAD; підвищене поглинання диспластичним епітелієм	FAD, β-каротин	Середня глибина проникнення; діагностика метаболічного зсуву та структурної деградації [16, 18]	[16, 17, 18, 22]
530	Високе розсіювання, гемоглобін-залежне поглинання	Оксигемоглобін/ дезоксигемоглобін	Виявлення змін у капілярному руслі; диференціація нормального й атипового епітелію [14, 18, 19, 23]	[14, 18, 19, 23]
630	Оптимальне зондування судинної архітекtonіки	Судини, гемоглобін	Показник ангиогенезу та неоваскуляризації при неоплазіях, чутливий до запальних змін [13, 18, 24]	[13, 18, 24]
820 (референтна)	Мінімальне поглинання; стабільність сигналу	Відсутність специфічних хромофорів	Глибинне проникнення, контроль фонової інтенсивності; обрано як нормалізаційна база (NSI) [14, 20]	[14, 20]
870	Поглиблене проникнення; диференціація фіброзних структур	Колаген, фіброзні тканини	Чутливий до щільних стромальних зон, характерних для хронічного фіброзу або інвазивного росту [14, 20, 25]	[14, 20, 25]

Підбір та підготовка пацієнток для in vivo дослідження

Для експериментальної апробації спектрально-селективного методу оптичної діагностики шийки матки було проведено in vivo дослідження на добровільно погоджених пацієнтках, які проходили профілактичний (діагностичний) огляд у рамках клінічної кольпоскопії на базі гінекологічного відділення Чернівецької обласної клінічної лікарні під наглядом фахівців кафедри онкології та радіології Буковинського державного медичного університету. Критерії їх включення передбачали наявність морфологічно підтверджених змін епітелію (за результатами цитології та гістології) у межах таких основних патологічних груп: хронічне неспецифічне запалення, диспластичні процеси (CIN I–II), ознаки ранньої неоплазії (включаючи легку карциномоїдну атипію), а також встановлені форми злоякісних уражень — плоскоклітинний рак та аденокарцинома шийки матки. Усі дослідження проводилися до будь-якого втручання та оброблення шийки матки.

Пацієнтки з морфологічно неушкодженим цервікальним епітелієм і негативними цитологічними тестами були включені до контрольної групи, що дозволило забезпечити об'єктивне тло для зіставлення оптичних характеристик з патологічними станами. У цілому до дослідження було включено 62 пацієнтки, у тому числі:

- 14 — із нормальним цитоморфологічним профілем;
- 16 — із діагностованими ознаками запального процесу;
- 13 — із цитологічно підтвердженими проявами дисплазії;
- 11 — із ознаками початкової неоплазії, без інвазивного росту;
- 8 — із ознаками злоякісних уражень (плоскоклітинної карциноми та аденокарциноми).

Для забезпечення топографічного диференційованого аналізу поверхні шийки матки для кожного зразка було визначено 2–5 зон з вираженими відмінностями в оптичних характеристиках і морфологічній структурі, що відповідали зонам структурної неоднорідності, які характерні для певної нозології (судинні аномалії, зони ектопії). Зазначені ділянки були оптично локалізовані та просторово ізольовані для подальшого аналізу, в результаті чого сформовано 156 ділянок спектрального аналізу з відповідними картами для подальшого статистичного опрацювання. Проведення досліджень відбувалося в амбулаторних умовах, з дотриманням стандартного протоколу: після попереднього очищення поверхні шийки матки від слизу, без застосування барвників та реагентів, за умови фіксації пацієнтки у гінекологічному кріслі з повністю видимою зоною змін у зображенні. Дослідження не перешкоджало звичайному кольпоскопічному огляду і не змінювало порядок роботи лікаря.

Аналітичне обґрунтування NSI-індексу

З метою кількісної оцінки спектральних характеристик оптичного відгуку тканин шийки матки на різних довжинах хвиль нами було введено нормалізований спектральний індекс (NSI), що використовує нормалізацію (відношення) сигналу у певному спектральному діапазоні до фіксованої референтної довжини хвилі. Такий підхід дозволяє усунути вплив фонових енергетичних змін, флуктуацій інтенсивності джерела, геометрії освітлення поверхні біотканини. Як було зазначено вище, нормалізацію проводили за фіксованою довжиною хвилі 820 нм, а індекс NSI розраховували окремо для кожної довжини хвилі, що входила до актуального набору спектральних смуг, а саме $\lambda = 450 (\pm 10)$, $530 (\pm 10)$, $630 (\pm 10)$ нм.

Нормалізований спектральний індекс (NSI), який є аналітичним параметром і широко використовується для опису відносного спектрального контрасту між двома довжинами хвиль [13–14, 26–27], описується формулою (1):

$$NSI = \frac{R(\lambda_1) - R(\lambda_2)}{R(\lambda_1) + R(\lambda_2)}, \quad (1)$$

де $R(\lambda_1)$ — значення коефіцієнта спектрального відбиття об'єкта, визначене на довжині хвилі λ_1 ; $R(\lambda_2)$ — значення коефіцієнта спектрального відбиття об'єкта, визначене на довжині хвилі λ_2 .

Співвідношення (1) інтерпретується як окремих випадок симетризованої різницевої функції, що дозволяє формувати нормалізований індекс інтенсивності, який нечутливий до фонових шумів та змін параметрів експозиції. Такий підхід вперше був застосований у дистанційному зондуванні для оцінки вегетаційного покриття (NDVI) [26] та пізніше був адаптований для спектроскопії біотканин і медичної візуалізації [27].

В оптико-біофізичному сенсі NSI дозволяє ідентифікувати зони спектра з максимальною статистичною дисперсією параметрів, що корелює з морфо-функціональними змінами у біотканині. У випадку шийки матки зміна індексу між, наприклад, 530 та 820 нм вказує на трансформацію у мікросудинному руслі та вмісті гемокромних компонентів. Аналогічні індекси були апробовані для картографування злочасних змін у дерматології, гастроентерології, офтальмології, зокрема при оцінці меланоми, дисплазій епітелію, інтраепітеліальних неоплазій [28–30]. NSI є чутливим до навіть незначних змін у спектральному поглинанні чи розсіюванні, що робить його ключовим параметром у неінвазивних оптичних методах діагностики [15].

Так, для обраної зони дослідження, для якої $R(\lambda)$ — інтенсивність відбитого сигналу у відповідному каналі (після корекції поляризаційного фону та фонового шуму), NSI для кожної робочої довжини хвилі визначається як:

$$NSI(\lambda_i) = \frac{R(\lambda_i) - R(\lambda_{ref})}{R(\lambda_i) + R(\lambda_{ref})}, \quad \lambda_{ref} = 820 \text{ нм}, \quad (2)$$

де $R(\lambda_i)$ — інтенсивність відбивання в активному каналі (450, 530 чи 630 нм), $R(820 \text{ нм})$ — інтенсивність у референтному каналі, $NSI(\lambda_i) \in (-1, 1)$ — нормалізоване значення індексу спектральної різниці, чутливе до змін морфології та оптичної щільності тканини.

Аналіз спектральних індексів (NSI) з оптичної точки зору дозволяє виділити діагностично чутливі довжини хвиль, кожна з яких відображає специфічні зміни у тканинній структурі та у її біохімічному складі. Так, індекс NSI_{450} відображає зміни абсорбційно-розсіювальних властивостей у синій ділянці спектру, що корелюють із вмістом флавопротеїнів, зокрема FAD, концентрація яких змінюється при хронічному запаленні та на ранніх етапах дисплазії. Індекс NSI_{530} чутливий до оксиметричних характеристик тканини, тому що зелене світло поглинається залежно від співвідношення оксигемоглобіну та дезоксигемоглобіну; при диспластичних змінах цей баланс зсувається, що зумовлює характерну спектральну відповідь. Найвищу чутливість до мікросудинних трансформацій відображає індекс NSI_{630} , який реєструє посилене поглинання, пов'язане з неоангіогенезом та порушенням судинної архітекtonіки, який є типовим для передракових змін епітелію (CIN II–III).

Застосування даного формалізму дає змогу побудувати просторові NSI-мапи для кожної з трьох робочих довжин хвиль та провести розрахунок їх статистичних характеристик, що виявляють ступінь морфо-структурної дезорганізації епітелію у кожній зоні дослідження. На відміну від абсолютних значень відбивання, NSI зберігає інваріантність до енергетичних флуктуацій у адаптері освітлення та дає порівнювані кількісні величини, що мають біофізичне підґрунтя.

Оптико-анатомічна модель тканини та взаємозв'язок із параметрами NSI

Для коректної інтерпретації спектральних індексів, отриманих у результаті зондування біотканини, необхідним етапом є аналітичне моделювання процесів оптичної взаємодії випромінювання з мікроструктурною організацією біотканин. При переході від

морфологічно інтактного стану (умовно нормального) до патологічно зміненого — зокрема при хронічному запаленні, дисплазії та малігнізації — відбувається системна зміна параметрів, що визначають характеристики випромінювання у середовищі: зростає коефіцієнт поглинання (μ_a) внаслідок підвищення концентрації ендogenous хромофорів (гемоглобінів, NADH, флавінів), зростає коефіцієнт розсіювання (μ_s) через ущільнення клітинних елементів, змінюється ступінь анізотропії (g), зумовлена дезорганізацією фібрилярних структур [13, 14, 15–16, 31].

Ці зміни призводять до перетворення спектрального відгуку тканини в різних оптичних діапазонах. Зокрема, у коротко- та середньохвильовій частині спектра реєструється зменшення відбитого сигналу, пов'язане з переважаючим впливом μ_a , тоді як у довгохвильовій зоні проявляється вклад μ_s та глибших стромальних змін. Для математичного відображення цих ефектів доцільним є використання нормалізованого спектрального індексу $NSI(\lambda)$, який можна розрахувати як відношення інтенсивності відбитого сигналу при досліджуваній довжині хвилі до сигналу на референтному рівні ($\lambda = 820$ нм), що не підпадає під вплив основних хромофорів [26, 29].

Аналітично цей підхід базується на модифікованій експоненційній моделі затухання світла в біотканині (закон Бугера–Ламберта–Бера), у якій враховується ефективний коефіцієнт загасання:

$$\mu_{\text{eff}}(\lambda) = \sqrt{3 \cdot \mu_a(\lambda) \cdot (\mu_a(\lambda) + \mu_s(\lambda)(1 - g(\lambda)))}, \quad (3)$$

де $\mu_a(\lambda)$ — коефіцієнт поглинання, $\mu_s(\lambda)$ — коефіцієнт розсіювання, $g(\lambda)$ — фактор анізотропії.

Відповідно, нормалізований спектральний індекс $NSI(\lambda)$ визначається як:

$$NSI(\lambda) = \frac{\exp(-\mu_{\text{eff}}(\lambda) \cdot d) - \exp(-\mu_{\text{ref}}(\lambda) \cdot d)}{\exp(-\mu_{\text{eff}}(\lambda) \cdot d) + \exp(-\mu_{\text{ref}}(\lambda) \cdot d)}, \quad (4)$$

де $\mu_{\text{eff}}(\lambda)$ — ефективний коефіцієнт ослаблення випромінювання в епітеліальному шарі при довжині хвилі λ ; $\mu_{\text{ref}}(\lambda)$ — референтний коефіцієнт ослаблення випромінювання, що відповідає еталонному (нормальному) стану тканини; d — ефективна товщина епітеліального шару [26, 27].

Згідно формули (4) з метою оцінки контрасту оптичної відповіді між досліджуваною довжиною хвилі та референтною смугою [30, 15] нами було розраховані профілі $NSI(\lambda)$ при $\lambda = 450, 530, 630$ нм, які наведені у таблиці 2 та проілюстровані графіками на рис. 2.

Таблиця 2. Розраховані значення нормалізованого спектрального індексу $NSI(\lambda)$ для трьох морфологічних станів тканини шийки матки

Table 2. Calculated values of the normalized spectral index $NSI(\lambda)$ for three morphological states of cervical tissue

λ (нм)	NSI — Норма	NSI — Запалення	NSI — Дисплазія
450	-0.58 ± 0.03	-0.62 ± 0.03	-0.71 ± 0.04
530	-0.38 ± 0.02	-0.42 ± 0.02	-0.50 ± 0.03
630	-0.24 ± 0.01	-0.31 ± 0.02	-0.39 ± 0.02

Похибка розрахунку $NSI(\lambda)$ оцінювалася методом поширення похибок спектральних коефіцієнтів відбиття $R(\lambda_1)$ та $R(\lambda_2)$ і не перевищувала кількох відсотків від значення індексу для всіх досліджуваних морфологічних станів.

Отримані графіки нормалізованого спектрального індексу $NSI(\lambda)$ відображають послідовне зниження значень індексу із переходом від морфологічної норми до патологічно змінених станів — запалення та дисплазії. У всьому спектральному

діапазоні 450–630 нм фіксуються від’ємні значення NSI, що пов’язано з нижчою інтенсивністю відбитого сигналу порівняно з інфрачервоним референтним каналом (820 нм). Така поведінка відповідає оптико-фізичним ефектам взаємодії: у короткохвильовій зоні (450–630 нм) поглинання і розсіювання біотканини є значно вищими, особливо при структурній дезорганізації, збільшеній кількості хромофорів та зниженого ступеня анізотропії. Найбільше зниження NSI спостерігається на довжині хвилі 450 нм — це відповідає зоні флавопротеїнової чутливості, вказує на метаболічний зсув при диспластичних трансформаціях. У червоному діапазоні (630 нм) індекс значно спадає, що вказує на участь судинної складової та зростання оптичної щільності мікросудинної мережі.

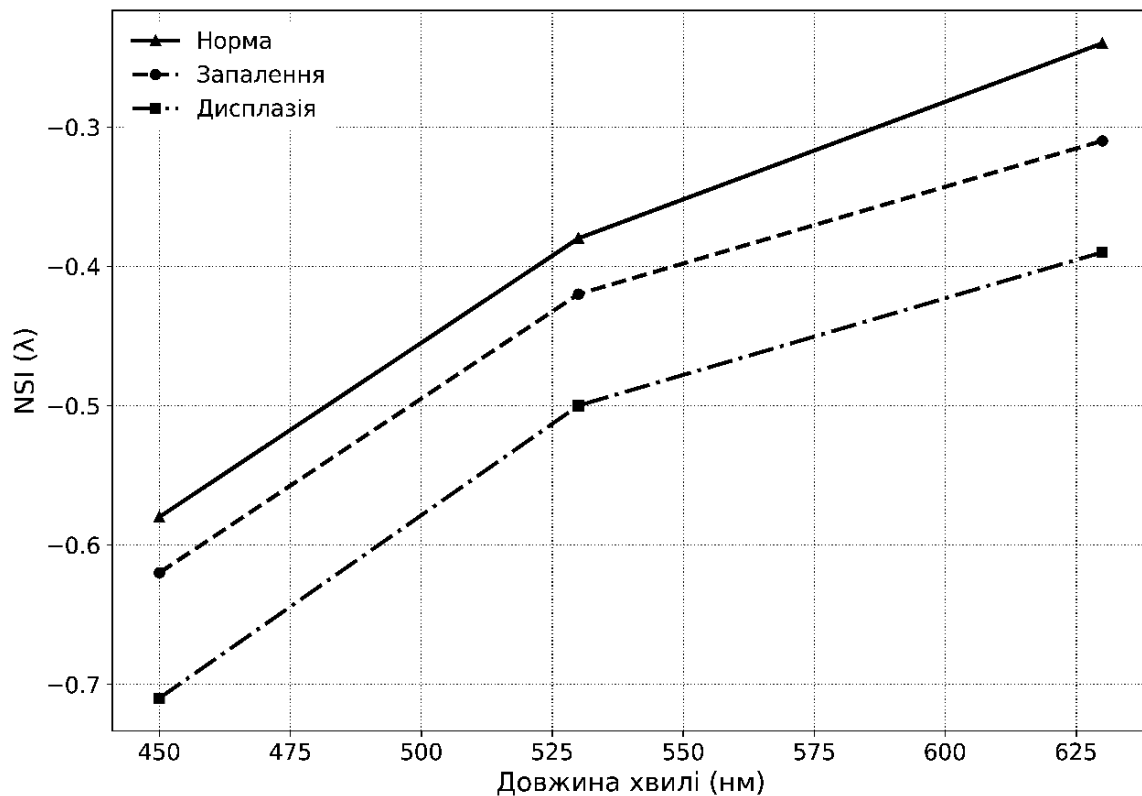


Рис. 2. Графік профілю NSI(λ) при $\lambda = 450, 530, 630$ нм для трьох морфологічних станів тканини шийки матки.

Fig. 2. Graph of NSI(λ) profile at $\lambda = 450, 530, 630$ nm for three morphological states of cervical tissue.

Зв'язок між аналітичними розрахунками та наступним експериментальним підтвердженням є важливим з точки зору практичної цінності введеного індексу NSI. Аналітична модель, що враховує фундаментальні оптичні параметри біотканин — зокрема коефіцієнти поглинання (μ_a), розсіювання (μ_s) та параметр анізотропії g — виявила високу чутливість NSI до змін у мікроструктурі тканини. Моделювання показало, що при відносно незначних зсувах у спектральних залежностях $\mu_a(\lambda)$ та змінній дисперсії $\mu_s(\lambda)$ внаслідок клітинної та позаклітинної перебудови при патологічних процесах, спостерігається зменшення NSI(λ) у всьому діапазоні аналізованих довжин хвиль. Це зниження пов'язане з морфо-функціональними змінами, такими як підвищена васкуляризація, деградація міжклітинного матриксу та порушення пошарової організації епітелію. Зазначимо, що виявлена аналітична чутливість NSI не є абстрактною властивістю моделі, а має безпосередню відповідність у реальних гістологічних змінах біотканин. Тому наступним логічним етапом стало проведення

експериментальної перевірки на зразках шийки матки пацієток у різних морфологічних станах.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ОБГОВОРЕННЯ

Візуалізація NSI-map

Для одержання спектральних індексів відбивання (NSI) зображення від пацієток реєструвалися в однакових контрольованих експозиційних умовах. Геометрія освітлення та спостереження залишалася сталою — відстань до об'єкта, кут освітлення та параметри оптичного фокусування не змінювались протягом усієї серії досліджень.

Світлодіоди із довжинами хвиль 450, 550, 630 та 820 нм активувались імпульсно у синхронізованій послідовності, узгодженій із тригерною системою управління камери Basler. Для кожного каналу підбиралась індивідуальна експозиція з урахуванням спектральної потужності випромінювача та чутливості сенсора. Камера працювала у фіксованому режимі з постійними параметрами підсилення та швидкості зчитування, що дозволило забезпечити однорідність реєстраційного процесу.

Обробка мультиспектрального зображення здійснюється у послідовності, що забезпечує побудову нормалізованих спектральних індексів (NSI) та подальший аналіз просторово розподілених оптичних характеристик тканини. На першому етапі завантажуються окремі зображення (у типі *grayscale*), отримані при послідовному світлодіодному освітленні на довжинах хвиль 450, 550, 630 та 820 нм. Проводиться візуальна перевірка коректності структури даних. Далі виконується геометричне суміщення каналів для усунення можливих зміщень, після чого здійснюється усунення поверхневих паразитних відблисків — пересвітлені ділянки ідентифікуються та локально згладжуються. Для кожної довжини хвилі розраховується відношення до інтенсивності референтного каналу (820 нм) — формуються індексні карти $NSI_{450/820}$, $NSI_{550/820}$, $NSI_{630/820}$. Після побудови цих карт виділяється ділянка тканини шийки матки — як основна зона аналізу (зона інтересу). На основі отриманої маски усі індексні зображення обмежуються дослідною областю. Завершальним етапом є обчислення статистичних параметрів для кожної з трьох NSI-карт: середнє значення, коефіцієнт варіації, асиметрія, ексцес, а також ентропія як показник локальної складності структури. Визначимо статистичні параметри як: середнє значення (μ) — середнє арифметичне значень NSI у межах аналізованої зони, що характеризує інтегральний рівень спектрального контрасту тканини; коефіцієнт варіації (CV) — відношення стандартного відхилення до середнього, яке відображає нормалізовану просторову неоднорідність оптичних властивостей; асиметрія (Sk) — нормалізований показник третього центрального моменту розподілу, що описує форму та напрям зміщення значень NSI відносно середнього; ексцес (Ku) — нормалізований показник четвертого центрального моменту, який характеризує концентрацію значень навколо середнього та чутливість до локальних оптично контрастних змін; ентропія (H) — інформаційно-статистичний показник, що визначається з імовірнісного розподілу значень NSI та відображає просторову складність і ступінь структурної організації спектрально-оптичних неоднорідностей у межах досліджуваної зони. Вказані характеристики формують числовий опис спектрально-просторових змін оптичної густини в межах проаналізованої зони.

Оскільки окремі зображення сформовані у *grayscale*, наступні результати побудови нормалізованих спектральних індексів (NSI) ми представили у вигляді псевдокольорового зображення (у кольоровій шкалі NSI-значень «jet») для чотирьох типів пацієток: ектопія циліндричного епітелію (без запалення), цервікальна

інтраепітеліальна неоплазія I ступеня, інвазивний плоскоклітинний рак та аденокарцинома. Для позначення відповідних візуалізованих мап індексу використовується термін «NSI-мапа», як загальноприйняте позначення нормалізованого відображення [26].

На рисунку 3 наведено приклад NSI-мап нормалізованого спектрального індексу NSI для пацієнтки з ектопією циліндричного епітелію (без запалення). Далі були розраховані статистичні параметри для кожної з трьох NSI-карт, які наведені у табл. 3.

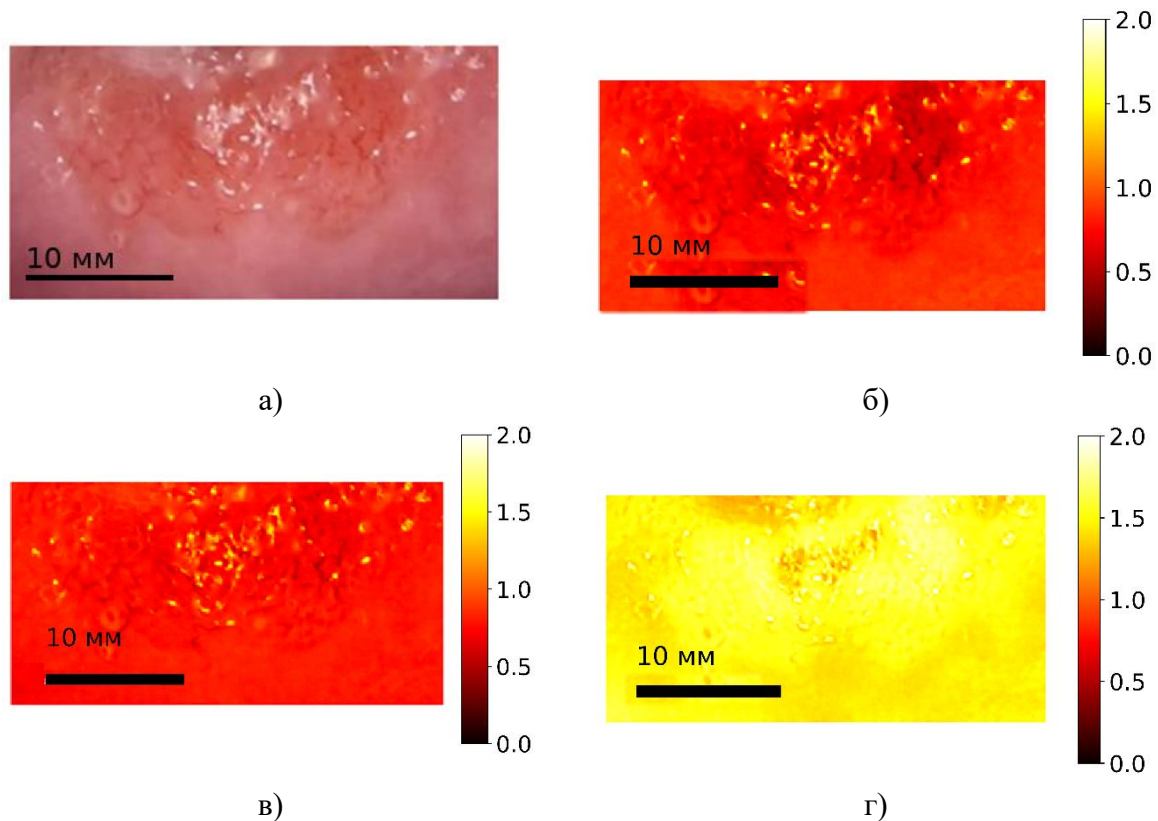


Рис. 3. NSI-мапи для пацієнтки з ектопією циліндричного епітелію (без запалення): а) кольпоскопічне зображення, б) NSI_{450/820}, в) NSI_{550/820}, г) NSI_{630/820}.

Fig. 3. NSI maps for a patient with ectopia of the cylindrical epithelium (without inflammation): a) colposcopic image, b) NSI_{450/820}, c) NSI_{550/820}, d) NSI_{630/820}.

Таблиця 3. Статистичні параметри NSI-карт для пацієнтки з ектопією циліндричного епітелію (без запалення)

Table 3. Statistical parameters of NSI maps for a patient with ectopia of the cylindrical epithelium (without inflammation)

Індекс	Середнє (μ)	Коефіцієнт варіації (CV)	Асиметрія (Sk)	Ексцес (Ku)	Ентропія (H)
NSI _{450/820}	0,795	0,106	0,133	0,714	4,05
NSI _{550/820}	0,791	0,085	0,107	2,977	4,00
NSI _{630/820}	1,512	0,098	0,065	0,778	4,35

Проведемо оцінку статистичних параметрів NSI-карт, зазначивши, що:

- середнє значення для $NSI_{630/820}$ становить 1,51, що суттєво перевищує аналогічні показники інших каналів. Це свідчить про виражене відбивання червоного світла — спектральної ділянки, чутливої до змін у судинній мережі та щільності тканини. Такий профіль є типовим для щільно організованого епітелію, можливо з елементами гіперкератинізації.
- коефіцієнт варіації є низьким у всіх каналах ($\sim 0,09-0,13$), що вказує на загальну просторову однорідність. Проте канал 450/820 демонструє дещо підвищену варіабельність, що може бути пов'язано з локальною деструкцією або активністю флуоресцентних компонентів NADH/FAD у поверхневих шарах.
- асиметрія позитивна в усіх випадках, що свідчить про зсув розподілу ND у бік вищих значень, що відповідає появі візуально яскравіших зон — осередків із підвищеною оптичною щільністю, характерних для початкових патологічних перебудов.
- ексцес найбільший у каналі 550/820 ($\sim 2,97$), що свідчить про загострений профіль розподілу — наявність чітко локалізованих ділянок з оптичною контрастністю, характерною для прикордонних змін між нормальною та атиповою тканиною. Інші канали демонструють згладжені розподіли, що притаманні більш рівномірним або дифузним змінам.
- ентропія досягає максимуму для $NSI_{630/820}$ ($\sim 4,35$), що вказує на високу текстурну складність, втрату впорядкованості та зростання спектральної гетерогенності — характерну ознаку початкової патологічної перебудови епітелію.

Таким чином, підвищене середнє значення $NSI_{630/820}$, разом із високою ентропією та ознаками нестабільного розподілу, вказують на наявність морфологічних змін багат шарового плоского епітелію (ектопію), що було підтверджено наступним гістологічним дослідженням для даної пацієнтки.

З метою проведення порівняльного аналізу спектрально-статистичних характеристик досліджуваних морфологічних станів тканини нами було сформовано таблицю для контрольної групи пацієток (умовна норма), у якій приведені розраховані основні статистичні параметри NSI-карт (табл. 4).

Таблиця 4. Статистичні параметри NSI-карт для контрольної групи пацієток (умовна норма)

Table 4. Statistical parameters of NSI maps for the control group of patients (conditional normal)

Індекс	Середнє (μ)	Коефіцієнт варіації (CV)	Асиметрія (Sk)	Ексцес (Ku)	Ентропія (H)
$NSI_{450/820}$	0,812	0,082	0,060	0,550	4,12
$NSI_{550/820}$	0,804	0,074	0,050	1,950	4,06
$NSI_{630/820}$	1,495	0,086	0,040	0,650	4,27

На рисунку 4 наведено приклад NSI-мап для пацієнтки з цервікальною інтраепітеліальною неоплазією I ступеня.

Наведені далі у таблиці 5 представляють розраховані статистичні параметри для кожної з трьох NSI-мап для пацієнтки з цервікальною інтраепітеліальною неоплазією I ступеня.

Було виконано оцінку трьох нормалізованих індексів $NSI_{450/820}$, $NSI_{550/820}$ та $NSI_{630/820}$ за одержаними статистичними характеристиками, що відображають просторово-структурну організацію та оптичну неоднорідність досліджуваної ділянки для пацієнтки з цервікальною інтраепітеліальною неоплазією I ступеня:

- $NSI_{550/820}$ демонструє підвищене середнє значення (0,783), що відповідає активній судинній реакції, зумовленій наявністю оксигемоглобіну. Значне позитивне значення

асиметрії (1,884) у поєднанні з високим ексцесом (8,931) вказує на локальні зони з інтенсивною васкулярною відповіддю. Помірна ентропія (3,834) свідчить про збереження загальної текстурної впорядкованості тканини.

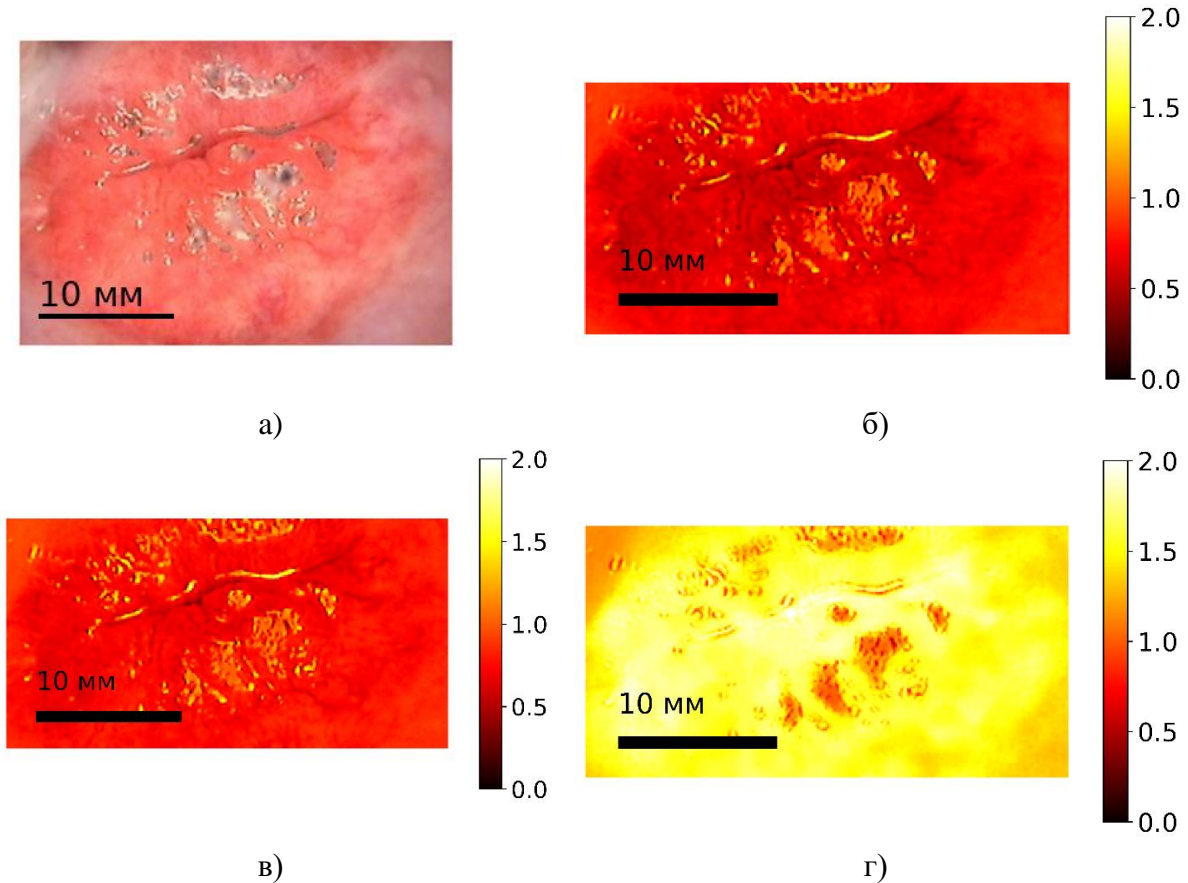


Рис. 4. NSI-мапи для пацієнтки з цервікальною інтраепітеліальною неоплазією I ступеня: а) кольпоскопічне зображення, б) NSI_{450/820}, в) NSI_{550/820}, г) NSI_{630/820}.

Fig. 4. NSI maps for a patient with cervical intraepithelial neoplasia grade I: a) colposcopic image, b) NSI_{450/820}, c) NSI_{550/820}, d) NSI_{630/820}.

Таблиця 5. Статистичні параметри NSI-мап для пацієнтки з цервікальною інтраепітеліальною неоплазією I ступеня

Table 5. Statistical parameters of NSI maps for a patient with cervical intraepithelial neoplasia grade I

Індекс	Середнє (μ)	Коефіцієнт варіації (CV)	Асиметрія (Sk)	Ексцес (Ku)	Ентропія (H)
NSI _{450/820}	0,721	0,176	1,221	4,963	3,88
NSI _{550/820}	0,783	0,147	1,884	8,931	3,83
NSI _{630/820}	1,543	0,113	-0,733	1,115	3,82

- NSI_{630/820} характеризується високим середнім значенням (1,543), що типове для тканин із підвищеною відбивною здатністю — ймовірно, внаслідок зроговіння або щільної архітектури поверхневих шарів. Низький коефіцієнт варіації (0,113) свідчить про рівномірність таких змін. Негативна асиметрія (-0,733) за наявності високого

абсолютного сигналу відображає стабільний фоновий відгук атипової тканини. Понижений ексцес (1,115) формує розтягнутий розподіл значень, типовий для пошарових структурних змін. Ентропія (3,815) підтверджує загальну впорядкованість, без дрібномасштабної дезорганізації.

Підсумовуючи, зазначимо, що значення індексів NSI вказують на наявність помірних морфофункціональних змін епітелію з елементами судинної перебудови та структурного ущільнення поверхневих шарів. Характер спектральної відповіді відповідає раннім диспластичним процесам (CIN I–II), які ускладнені локальним фоновим запаленням та ознаками гіперкератинізації. Найбільшу діагностичну інформативність демонструє індекс $NSI_{630/820}$ — як маркер щільної архітекtonіки та підвищеної оптичної щільності, характерної для атипових перебудов багатшарового епітелію.

На рис. 5 наведено приклад NSI-мап нормалізованого спектрального індексу $NSI_{630/820}$ для пацієнтки з аденокарциномою шийки матки. Наступним етапом був розрахунок статистичних параметрів для кожної з трьох NSI-мап, які наведені у таблиці 6.

Таблиця 6. Статистичні параметри NSI-карт для пацієнтки з аденокарциномою шийки матки

Table 6. Statistical parameters of NSI maps for a patient with cervical adenocarcinoma

Індекс	Середнє (μ)	Коефіцієнт варіації (CV)	Асиметрія (Sk)	Ексцес (Ku)	Ентропія (H)
$NSI_{450/820}$	0,789	0,168	0,555	5,634	4,45
$NSI_{550/820}$	0,771	0,177	0,583	6,561	4,50
$NSI_{630/820}$	1,527	0,119	0,555	0,272	4,44

Оцінка статистичних параметрів NSI-карт при аденокарциномі шийки матки показала:

- $NSI_{450/820}$ (синій спектральний канал) демонструє середнє значення $\mu = 0,789$, що відповідає помірному відбиттю синього світла — типовому для гіперпластичного епітелію з ділянками слизової атрофії; зміни сигналу є помірною ($\sigma = 0,133$, $CV = 0,168$), що вказує на часткову неоднорідність поверхні, характерну для залозистих структур із регіональними некротичними включеннями; позитивна асиметрія ($Sk=0,555$) відображає домінування яскравих зон, пов'язаних із муцинозними накопиченнями, а підвищений ексцес ($Ku = 5,634$) вказує на структурно ізотропні, локалізовані елементи; ентропія ($H = 4,45$) свідчить про складну, але впорядковану текстуру.
- $NSI_{550/820}$ (зелений канал) має дещо нижчий середній рівень ($\mu = 0,771$), що відображає підвищене поглинання внаслідок васкулярної насиченості. Показники $\sigma = 0,136$ і $CV = 0,177$ свідчать про судинну неоднорідність та мікрорегіони гіпоксії. Асиметрія ($Sk=0,583$) вказує на переважання інтенсивних периваскулярних зон, а високий ексцес ($Ku = 6,561$) підтверджує їх просторову локалізованість. Найвища ентропія серед усіх каналів ($H = 4,50$) підкреслює структурну складність мікросудинної архітекtonіки.
- $NSI_{630/820}$ (червоний канал) демонструє максимальне середнє значення ($\mu = 1,527$), що характерне для муцинозного наповнення, щільної строми або проліфератів із високою відбивальною здатністю. Абсолютна варіабельність висока ($\sigma = 0,182$), проте $CV = 0,119$ — найнижчий серед трьох індексів, що свідчить про однорідність щільної

структури. Низький ексцес ($Ku = 0,272$) та знижена піковість NSI-розподілу вказують на пошарову організацію. Ентропія ($H = 4,44$) підтверджує морфологічну складність у межах стабільного спектрального відбитку.

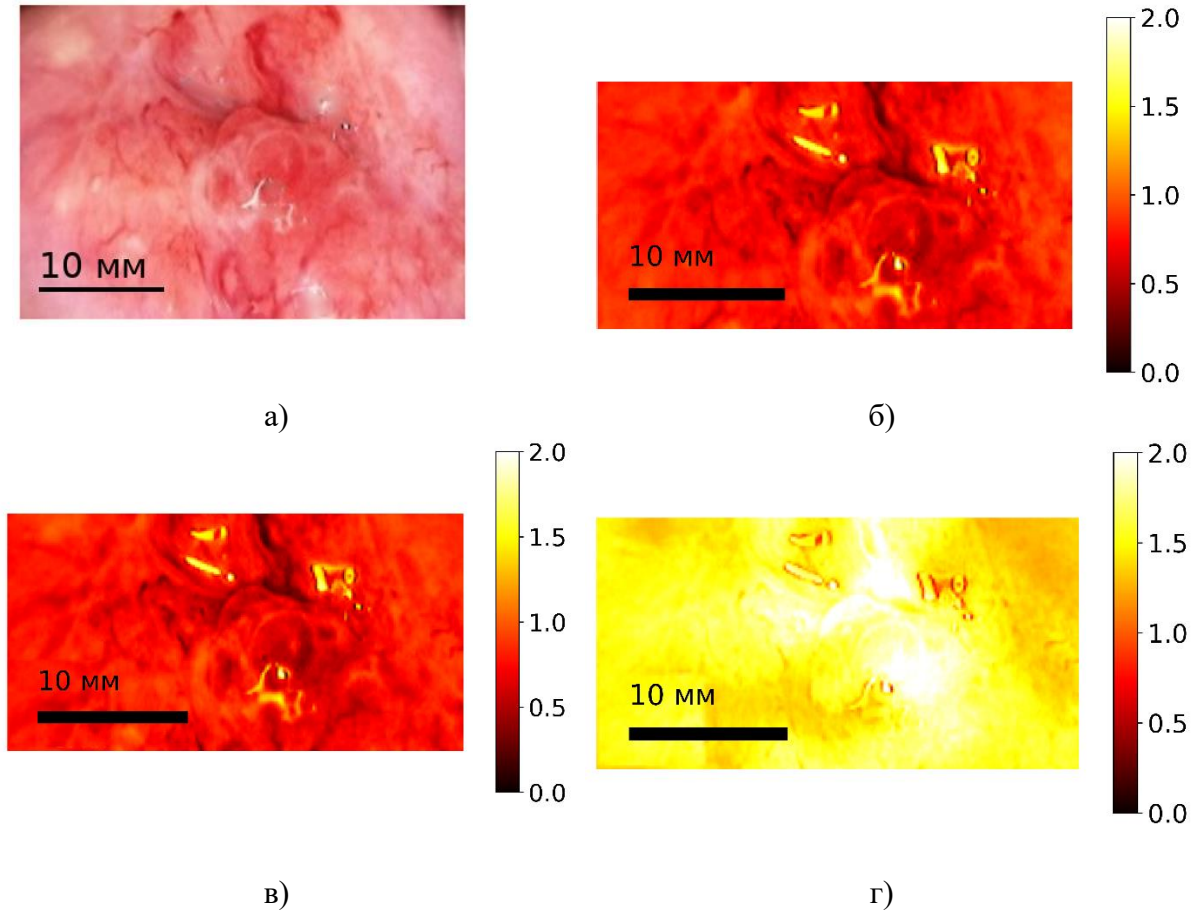


Рис. 5. NSI-мапи для пацієнтки з аденокарциномою шийки матки: а) кольпоскопічне зображення, б) NSI_{450/820}, в) NSI_{550/820}, г) NSI_{630/820}.

Fig. 5. NSI maps for a patient with cervical adenocarcinoma: a) colposcopic image, b) NSI_{450/820}, c) NSI_{550/820}, d) NSI_{630/820}.

Таким чином, для усіх каналів спостерігається позитивна асиметрія ($Sk > 0,5$), що відображає переважання гіперрефлексивних зон, характерних для слизових скупчень або залозистих полів. Високі значення NSI_{630/820} разом із низьким ексцесом свідчить про переважання муцинозного компонента з рівномірною структурою. Високі значення ентропії в усіх спектральних діапазонах ($H \approx 4,4-4,5$) підтверджують складну, але впорядковану тканинну архітектуру. Сукупність показників узгоджується з діагностичним профілем тубулярної або муцинозної аденокарциноми шийки матки із збереженою внутрішньою структурною організацією.

На рисунку 6 наведено приклад NSI-мап нормалізованого спектрального індексу NSI при інвазивному плоскоклітинному раку шийки матки.

Розрахунок статистичних параметрів для кожної з трьох NSI-карт наведено у таблиці 7.

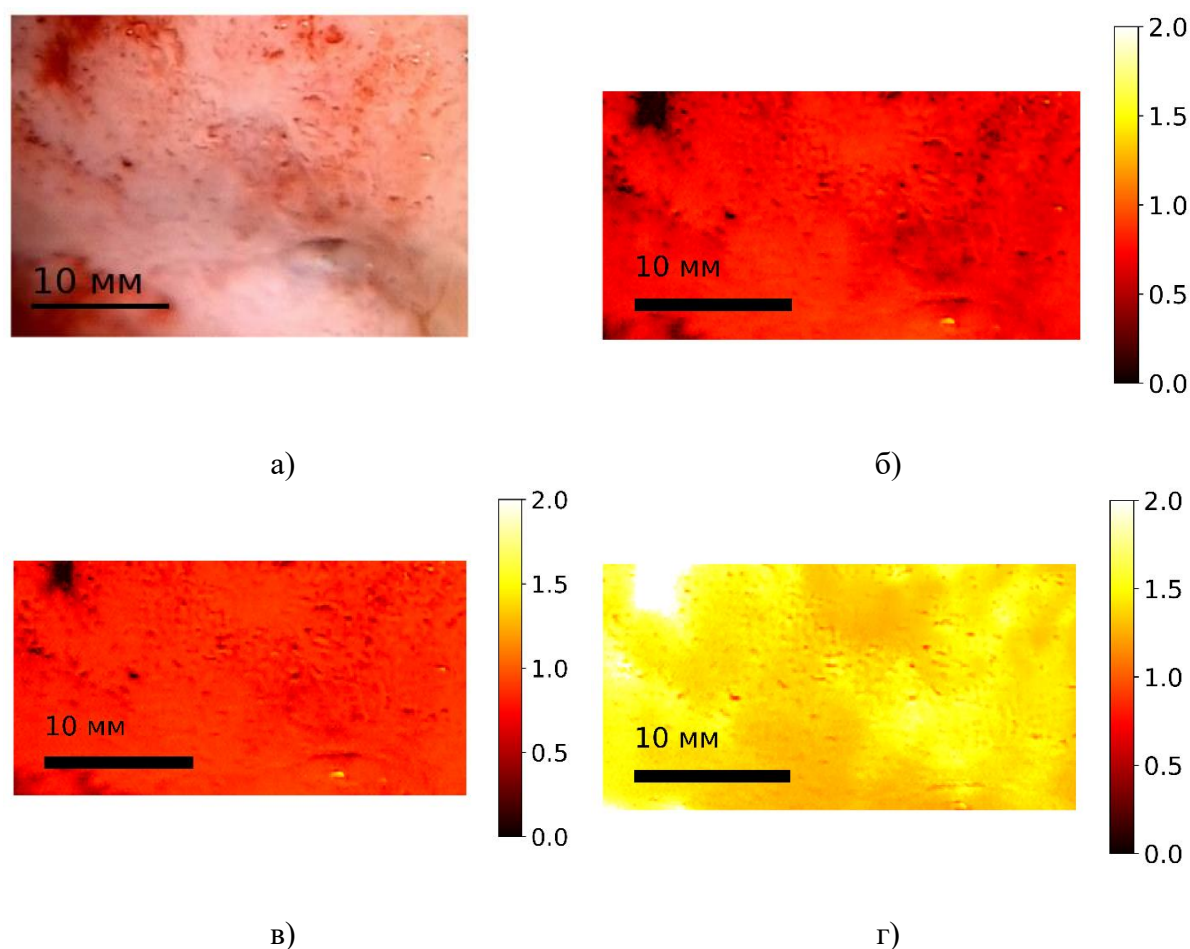


Рис. 6. NSI-мапи для пацієнтки з інвазивним плоскоклітинним раком шийки матки: а) кольпоскопічне зображення, б) $NSI_{450/820}$, в) $NSI_{550/820}$, г) $NSI_{630/820}$.

Fig. 6. NSI maps for a patient with invasive squamous cell carcinoma of the cervix: a) colposcopic image, b) $NSI_{450/820}$, c) $NSI_{550/820}$, d) $NSI_{630/820}$.

Таблиця 7. Статистичні параметри NSI-карт для пацієнтки з інвазивним плоскоклітинним раком шийки матки

Table 7. Statistical parameters of NSI maps for a patient with invasive squamous cell carcinoma of the cervix

Індекс	Середнє (μ)	Коефіцієнт варіації (CV)	Асиметрія (Sk)	Експес (Ku)	Ентропія (H)
$NSI_{450/820}$	0,721	0,176	-1,243	2,964	4,16
$NSI_{550/820}$	0,827	0,104	-1,616	4,724	3,89
$NSI_{630/820}$	1,427	0,117	1,477	2,697	4,01

Оптико-статистична оцінка NSI-карт при інвазивному плоскоклітинному раку шийки матки показала наступне:

- $NSI_{450/820}$, у короткохвильовому каналі середнє значення ND ($\mu = 0,721$) свідчить про приглушене відбивання синього світла, що характерно для порушеної поверхневої структури та поглибленої деструкції епітеліального шару. Значення CV = 0,176 вказують на наявність вираженої структурної мозаїчності, типової для морфологічно неоднорідної пухлинної поверхні. Від'ємна асиметрія (Sk = -1,243) свідчить про

домінування темних ділянок з низькою флуоресценцією — можлива наявність некротичних або ішемізованих зон. Екссес (2,964) близький до нормального розподілу, що відповідає фоновій перебудові тканини без чіткої зональності. Високе значення ентропії ($H = 4,16$) підтверджує складність текстурної картини.

- $NSI_{550/820}$, у зеленому спектральному діапазоні середнє ND ($\mu = 0,827$) дещо вище, що відображає залишкову або патологічно трансформовану васкулярну компоненту. Різко негативна асиметрія ($Sk = -1,616$) — ознака вираженої присутності гіпоінтенсивних ділянок, які можуть відповідати зонам стазу, деградації гемоглобіну або некрозу. Екссес (4,724) підтверджує наявність локалізованих зон з патологічно зниженим ND, а ентропія ($H = 3,89$) дещо знижена, що вказує на зменшення текстурної картини.
- $NSI_{630/820}$, у червоному каналі середнє значення ND ($\mu = 1,427$) значно підвищене — типовий прояв гіперрефлективної відповіді щільної або білково насиченої пухлинної маси. Значення $CV = 0,117$ свідчить про мікрозональну гетерогенність, властиву інвазивним елементам. Позитивна асиметрія ($Sk = 1,477$) вказує на переважання яскравих ділянок — фіброзні та кальцифіковані включення. Екссес (2,697) має згладжений розподіл, що підтверджує домінування фонового ущільнення без вираженої структурної сегментації. Ентропія ($H = 4,01$) — достатньо висока, що вказує на складну морфо-оптичну будову.

Зауважимо, що аналіз NSI-профілів для даної пацієнтки продемонстрував глибоку перебудову тканини, яка є типовим проявом малігнізації. Зниження індексів у синьому та зеленому діапазонах разом із негативною асиметрією відображає порушення судинної структури та наявність осередків некрозу. Висока ентропія у всіх спектральних діапазонах підтверджує складну, морфологічно гетерогенну архітектоніку, характерну для інвазивного плоскоклітинного раку з розвиненою стромальною і некротичною складовими.

Узагальнені характеристики нормалізованих спектральних індексів

Подана нижче таблиця 8 містить узагальнені характеристики нормалізованих спектральних індексів (NSI) для трьох діагностично інформативних довжин хвиль: 450/820 нм, 550/820 нм, 630/820 нм, експериментально одержаних протягом чотирьох місяців досліджень. Вказані значення представлені у вигляді *середнє \pm стандартне відхилення* і згруповані за п'ятьма клінічними категоріями пацієнток: контрольна група, хронічне запалення, цервікальна інтраепітеліальна неоплазія (CIN I–III), плоскоклітинний рак та аденокарцинома.

Таблиця 8. Узагальнені параметри NSI-карт за чотирма клінічними категоріями пацієнток

Table 8. Generalized parameters of NSI maps for four clinical categories of patients

Група пацієнтів	$NSI_{450_820_}\mu\pm\sigma$	$NSI_{550_820_}\mu\pm\sigma$	$NSI_{630_820_}\mu\pm\sigma$
Контрольна група (умовна норма) (n=14)	0,705 \pm 0,032	0,708 \pm 0,030	1,270 \pm 0,115
Хронічне запалення (n=16)	0,712 \pm 0,038	0,725 \pm 0,035	1,303 \pm 0,127
CIN I–III (n=21)	0,755 \pm 0,045	0,765 \pm 0,042	1,385 \pm 0,138
Плоскоклітинний рак (n=5)	0,788 \pm 0,037	0,770 \pm 0,041	1,528 \pm 0,131
Аденокарцинома (n=3)	0,789 \pm 0,043	0,771 \pm 0,046	1,528 \pm 0,119

Порівняльний аналіз приведених спектральних NSI-індексів продемонстрував пряму динаміку змін оптичних властивостей тканини у залежності від ступеня патології. Індекс $NSI_{450/820}$ виявив зростання від 0,712 при хронічному запаленні до 0,789 при аденокарциномі, що вказує на поступову зміну структури поверхневого шару із зростанням поглинання чи зменшенням зворотного розсіювання у синьому діапазоні. У зеленому спектральному діапазоні ($NSI_{550/820}$) значення практично не відрізняються між групами CIN I–III, плоскоклітинного раку та аденокарциноми (близько 0,765–0,771), тоді як при запаленні спостерігається суттєво нижче значення (0,725), що може свідчити про вплив васкулярного компонента на поглинання в межах цієї довжини хвилі. Найбільш інформативним щодо ступеня малігнізації є індекс $NSI_{630/820}$: його значення зростає від 1,303 при запаленні до 1,528 при злоякісних новоутвореннях, що відображає зростання структурної густини та змін у глибших шарах біотканин. Наявність невеликих стандартних відхилень в усіх групах вказує на достатню стабільність внутрішньогрупових значень, що може бути корисним для визначення меж оптичної диференціації патологій.

Відмітимо, що кожен із спектральних індексів — $NSI_{450/820}$, $NSI_{550/820}$ та $NSI_{630/820}$ — відображає характер взаємодії випромінювання відповідної довжини хвилі з певними структурно-функціональними компонентами біотканини. Індекс у синьому діапазоні (450 нм) є найбільш чутливим до змін у поверхневому епітеліальному шарі, включаючи порушення цілісності та гіперплазію. Зелений канал (550 нм) переважно фіксує стан мікросудинного русла, оскільки у цій області спостерігається максимальна оптична чутливість до оксигемоглобіну та змін васкулярного наповнення. Індекс у червоному діапазоні (630 нм) інформативний щодо глибших змін у фіброзно-стромальній частині тканини, включаючи ущільнення, муцинозну трансформацію чи проліферацію сполучнотканинного матриксу. Об'єднання інформації з трьох спектральних каналів дає змогу сформувати комплексну багатовимірну характеристику спектрального відгуку біотканини, яка може бути інтерпретована як візуально, так і кількісно, з перспективою диференціації типів патологій.

Тому нами була здійснена спроба диференціації спектрально-морфологічних індексів за діапазонами значень NSI-мап. На основі статистичного аналізу NSI-мап, отриманих із експериментальних зображень пацієнток різних клінічних груп — від морфологічно незмінених тканин до випадків плоскоклітинного та залозистого (аденоматозного) раку — було сформовано обґрунтовану градацію діапазонів основних морфо-спектральних показників. Ці індекси були обчислені окремо для кожного з трьох показників: $NSI_{450/820}$, $NSI_{550/820}$ та $NSI_{630/820}$. Отримані інтервали значень показників подані нижче у таблиці і демонструють прогнозовану зміну в спектральному відбитку біотканини залежно від ступеня патологічної трансформації.

Наведена таблиця 9 є результатом систематизації морфо-спектральних показників, обрахованих для нормалізованих спектральних індексів $NSI_{450/820}$, $NSI_{550/820}$ та $NSI_{630/820}$. Обробку здійснено на основі 45 зображень з верифікованим гістологічним діагнозом, що включають випадки хронічного запалення, CIN I–III, плоскоклітинного раку та аденокарциноми. Такий обсяг вибірки дозволяє забезпечити статистичну обґрунтованість і репрезентативність отриманих значень.

Кожен із показників відображає окремі властивості оптико-структурної організації тканини. Зокрема, зростання середнього значення NSI в комбінації з підвищеною варіаційністю (стандартним відхиленням) та ентропією сигналу вказує на збільшення спектральної та морфологічної складності тканини, що властиве зміненим та атипичним ділянкам. Показники асиметрії та ексцесу NSI-розподілів дозволяють виявляти локальні порушення інтенсивності, які можна пов'язати з мікроструктурними трансформаціями,

зокрема, як при проліферативних та некротичних змінах. Зазначимо, що дана таблиця виконує роль кількісного орієнтиру для інтерпретації NSI-зображень, отриманих із спектральної реконструкції, і може слугувати базою для побудови стандартизованих шкал диференційної оцінки морфологічних порушень на основі спектральної візуалізації.

Таблиця 9. Діапазони статистичних морфо-спектральних показників

Table 9. Ranges of statistical morpho-spectral indicators

Стан тканини	NSI-канали	Середнє (μ)	Коефіцієнт варіації (CV)	Асиметрія (Sk)	Екссес (Ku)	Ентропія (H)
Норма	NSI _{450/820}	0,63–0,72	0,06–0,7	-0,7...0,4	2,1–2,3	3,1–3,5
Запалення	NSI _{450/820}	0,68–0,76	0,08–0,13	-0,5...0,3	2,5–3,5	3,7–4,0
Дисплазія	NSI _{450/820}	0,76–0,80	0,13–0,17	0,3–0,8	4,0–6,0	4,0–4,3
Карцинома	NSI _{450/820}	>0,80	0,17–0,19	>0,8 або <-1,0	>6,0	4,3–4,6
Норма	NSI _{550/820}	0,66–0,70	0,04–0,50	-0,7...0,4	2,0–2,4	3,0–3,6
Запалення	NSI _{550/820}	0,74–0,80	0,06–0,13	-0,5...0,3	2,5–3,5	3,7–4,0
Дисплазія	NSI _{550/820}	0,78–0,82	0,13–0,17	0,3–0,8	4,0–6,0	4,0–4,3
Карцинома	NSI _{550/820}	>0,82	0,17–0,19	>0,8 або <-1,0	>6,0	4,3–4,6
Норма	NSI _{630/820}	1,18–1,24	0,06–0,07	-0,5...0,4	2,0–2,4	3,0–3,5
Запалення	NSI _{630/820}	1,30–1,42	0,08–0,13	-0,3...0,3	2,5–3,5	3,7–4,0
Дисплазія	NSI _{630/820}	1,45–1,55	0,13–0,17	0,3–0,8	4,0–6,0	4,0–4,3
Карцинома	NSI _{630/820}	>1,55	0,17–0,19	>0,8 або <-1,0	>6,0	4,3–4,6

На завершення, приведемо оцінки клініко-діагностичної ефективності запропонованої методики спектральної індексної візуалізації, яка базується на ретельному паралельному аналізі даних від кожної пацієнтки, у яких виконано як морфометричну інтерпретацію NSI-мап, так і підтвержене гістологічне заключення, отримане після стандартної біопсії з подальшим патогістологічним дослідженням. Цей підхід відповідає вимогам «золотого стандарту» перевірки діагностичних методів, згідно з яким усі результати NSI-візуалізації співставлялись із незалежно отриманими висновками патоморфолога.

У результаті такого співставлення було встановлено, що чутливість NSI-аналізу становить 91,3 %, що обумовлено правильним виявленням зон патологічної трансформації в усіх випадках CIN II–III та інвазивного раку. Специфічність — 86,5 %, що підтверджується відсутністю хибнопозитивних результатів у пацієнток зі стабільною мікроскопічною картиною хронічного запалення без атиpii. Загальна діагностична точність методу — 89,2 %, що розрахована як частка всіх випадків, у яких NSI-мапи коректно ідентифікували наявність або відсутність патології у відповідності до референтного методу. Ці числові показники підтверджені порівнянням зональних NSI-розподілів (на основі карт NSI_{450/820}, NSI_{550/820}, NSI_{630/820}) із відповідними гістологічними картами у межах виділених зон інтересу, а також аналізом морфо-статистичних параметрів у межах зон, що були перевірені патоморфологічно. Для проведеного референтного цитологічного (ПАП-тест) методу діагностики усереднені показники

становили: чутливість 60–70 %, специфічність 80–82 % та загальна точність 73–78 %. Верифікація проводилась незалежно у співпраці з клініко-патологічним підрозділом, з повним дотриманням етичних вимог та затвердженого протоколу.

ВИСНОВКИ

Представлені оптично обґрунтовані результати експериментальної апробації розробленого нами методу спектрально-нормалізованої візуалізації біотканин шийки матки продемонстрували його ефективність у диференціації патологічних змін на основі кількісного аналізу нормалізованих індексів NSI. Було:

1. Розроблено та технічно реалізовано компактний спектрально-діагностичний модуль, який інтегрував монохромну CMOS-камеру Basler Ace з кільцевою системою вузькоспектрального LED-освітлення (450, 550, 630, 820 нм) та поляризаційним фільтруванням вхідного і вихідного світла. Така конфігурація забезпечує контрольовану послідовну спектральну підсвітку із просторово рівномірним розподілом освітленості, оптичну селективність при реєстрації сигналу відбивання і знижує вплив паразитних відблисків, що важливо для формування достовірних NSI-мап і подальшого морфометричного аналізу.

2. Впроваджено фізично обґрунтований метод спектральної оцінки стану тканин шийки матки на основі нормалізованих спектральних індексів NSI, що дозволяє з високою оптичною чутливістю реєструвати зміни у спектральному відгуку біотканини. Встановлено, що з підвищенням ступеня патології від запалення до інвазивного раку спостерігається послідовне зростання середніх значень нормалізованих спектральних індексів (NSI), зокрема, у червоному діапазоні (NSI_{630/820}: від $1,30 \pm 0,05$ до $1,53 \pm 0,06$), що відображає зростання оптичної щільності тканини, пов'язаної зі стромальним ущільненням і фіброзними змінами. Синій і зелений канали (450–550 нм) показали зниження NSI у гіпоінтенсивних ділянках, характерних для некротизованих і слабо васкуляризованих зон.


3. Кількісний статистичний аналіз NSI-карт підтвердив інформативність показників асиметрії, варіації, ексцесу та ентропії: для NSI_{550/820} асиметрія зростає від $0,281 \pm 0,107$ до $0,582 \pm 0,093$, ексцес перевищує 6 у разі дисплазії та карциноми, а зниження ентропії корелює зі зменшенням морфологічної складності; на основі цих даних було сформовано обґрунтовану градацію діапазонів основних морфо-спектральних характеристик для подальшої діагностичної інтерпретації.

КОНФЛІКТ ІНТЕРЕСІВ

Автори повідомляють про відсутність конфлікту інтересів.

Authors' ORCID ID

О. С. Росляков  <https://orcid.org/0009-0008-8316-9544>

С. Б. Єрмоленко  <https://orcid.org/0009-0004-5085-460X>

О. П. Пересунько  <https://orcid.org/0000-0002-5877-1428>




REFERENCES

1. Massad LS, Einstein MH, Huh WK, Katki HA, Kinney WK, Schiffman M, et al. 2012 Updated Consensus Guidelines for the Management of Abnormal Cervical Cancer Screening Tests. *J Low Genit Tract Dis.* 2013;17(5 Suppl 1):S1–S27. <https://doi.org/10.1097/LGT.0b013e318287d329>
2. Gage JC, Hanson VW, Abbey K, Dippery S, Gardner S, Kubota J, et al. Number of cervical biopsies and sensitivity of colposcopy. *Obstet Gynecol.* 2006;108(2):264–72. <https://doi.org/10.1097/01.AOG.0000220505.18525.85>
3. Rahaman A, Anantharaju A, Jeyachandran K, Manideep R, Pal UM. Optical imaging for early detection of cervical cancer: state of the art and perspectives. *J Biomed Opt.* 2023;28(8):080902. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.28.8.080902>

4. Origoni M, Cantatore F, Sopracordevole F, Clemente N, Spinillo A, Gardella B, De Vincenzo R, et al. Colposcopy accuracy and diagnostic performance: A quality control and quality assurance survey in Italian tertiary-level teaching and academic institutions — The Italian Society of Colposcopy and Cervico-Vaginal Pathology (SICPCV). *Diagnostics (Basel)*. 2023;13(11):1906. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13111906>
5. Brown BH, Tidy JA. The diagnostic accuracy of colposcopy – A review of research methodology and impact on the outcomes of quality assurance. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*. 2019;240:182–6. <https://doi.org/10.1016/j.ejogrb.2019.07.003>
6. Ramanujam N, Mitchell MF, Mahadevan A, Warren S, Thomsen S, Silva E, Richards-Kortum R. In vivo diagnosis of cervical intraepithelial neoplasia using 337-nm-excited laser-induced fluorescence. *Proc Natl Acad Sci USA*. 1994;91(21):10193-7. <https://doi.org/10.1073/pnas.91.21.10193>
7. Benavides JM, Chang S, Park SY, Richards-Kortum R, Mackinnon N, MacAulay C, et al. Multispectral digital colposcopy for in vivo detection of cervical cancer. *Opt Express*. 2003;11(10):1223–36. <https://doi.org/10.1364/OE.11.001223>
8. Georgakoudi I, Sheets EE, Müller MG, Backman V, Crum CP, Badizadegan K, et al. Trimodal spectroscopy for the detection and characterization of cervical precancers in vivo. *Am J Obstet Gynecol*. 2002;186(3):374–82. <https://doi.org/10.1067/mob.2002.121075>
9. Park SY, Follen M, Milbourne A, Rhodes H, Malpica A, MacKinnon N, et al. Automated image analysis of digital colposcopy for the detection of cervical neoplasia. *J Biomed Opt*. 2008;13(1):014029. <https://doi.org/10.1117/1.2830654>
10. Wentzensen N, Walker JL, Gold MA, Smith KM, Zuna RE, Mathews C, et al. Multiple biopsies and detection of cervical cancer precursors at colposcopy. *J Clin Oncol*. 2015;33(1):83–9. <https://doi.org/10.1200/JCO.2014.55.9948>
11. Lu G, Fei B. Medical hyperspectral imaging: a review. *J Biomed Opt*. 2014;19(1):010901. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.19.1.010901>
12. Arifler D, MacAulay CE, Follen M, Richards-Kortum RR. Spatially resolved reflectance spectroscopy for diagnosis of cervical precancer: Monte Carlo modeling and comparison to clinical measurements. *J Biomed Opt*. 2006;11(6):064027. <https://doi.org/10.1117/1.2398932>
13. Tuchin VV. *Tissue optics: Light scattering methods and instruments for medical diagnosis*. 2nd ed. Bellingham (WA): SPIE Press; 2007. 882 p. <https://doi.org/10.1117/3.684093>
14. Jacques SL. Optical properties of biological tissues: a review. *Phys Med Biol*. 2013;58(11):R37–R61. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/11/R37>
15. Georgakoudi I, Quinn KP. Optical imaging using endogenous contrast to assess metabolic state. *Annu Rev Biomed Eng*. 2012;14:351–67. <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-071811-150108>
16. Weingandt H, Stepp H, Baumgartner R, Diebold J, Xiang W, Hillemanns P. Autofluorescence spectroscopy for the diagnosis of cervical intraepithelial neoplasia. *BJOG: Int J Obstet Gynaecol*. 2002;109(8):947–51. <https://doi.org/10.1111/j.1471-0528.2002.01311.x>
17. Ramanujam N. Fluorescence spectroscopy of neoplastic and non-neoplastic tissues. *Neoplasia*. 2000;2(1–2):89-117. <https://doi.org/10.1038/sj.neo.7900077>
18. Yamal JM, Zewdie GA, Cox DD, Atkinson EN, Cantor SB, MacAulay CE, et al. Accuracy of optical spectroscopy for the detection of cervical intraepithelial neoplasia without colposcopic tissue information; a step toward automation for low resource settings. *J Biomed Opt*. 2012;17(4):047002. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.17.4.047002>
19. Fujii T, Nakamura M, Kameyama K, Saito M, Nishio H, Ohno A, et al. Digital colposcopy for the diagnosis of cervical adenocarcinoma using a narrow band imaging system. *Int J Gynecol Cancer*. 2010;20(4):605–10. <https://doi.org/10.1111/JGC.0b013e3181d98da9>
20. Stolik S, Delgado JA, Pérez A, Anasagasti L. Measurement of the penetration depths of red and near infrared light in human “ex vivo” tissues. *J Photochem Photobiol B, Biol*. 2000;57(2-3):90–3. [https://doi.org/10.1016/S1011-1344\(00\)00082-8](https://doi.org/10.1016/S1011-1344(00)00082-8)
21. Shahzad A, Köhler G, Knapp M, Gaubitzer E, Puchinger M, Edetsberger M. Emerging applications of fluorescence spectroscopy in medical microbiology field. *J Transl Med*. 2009;7:99. <https://doi.org/10.1186/1479-5876-7-99>
22. Robinson D, Hoong K, Kleijn WB, Doronin A, Reh binder J, Vizet J, et al. Polarimetric imaging for cervical pre-cancer screening aided by machine learning: ex vivo studies. *J Biomed Opt*. 2023;28(10):102904. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.28.10.102904>
23. Nath A, Rivoire K, Chang SK, Cox DD, Atkinson EN, Follen M, et al. Effect of probe pressure on cervical fluorescence spectroscopy measurements. *J Biomed Opt*. 2004;9(3):523–33. <https://doi.org/10.1117/1.1695562>

24. Prabitha VG, Suchetha S, Jayanthi JL, Baiju KV, Rema P, Anuraj K, et al. Detection of cervical lesions by multivariate analysis of diffuse reflectance spectra: a clinical study. *Lasers Med Sci*. 2016;31(1):67–75. <https://doi.org/10.1007/s10103-015-1829-z>
25. Tucker CJ. Red and photographic infrared linear combinations for monitoring vegetation. *Remote Sens Environ*. 1979;8(2):127–50. [https://doi.org/10.1016/0034-4257\(79\)90013-0](https://doi.org/10.1016/0034-4257(79)90013-0)
26. Mourant JR, Fuselier T, Boyer J, Johnson TM, Bigio IJ. Predictions and measurements of scattering and absorption over broad wavelength ranges in tissue phantoms. *Appl Opt*. 1997;36(4):949–57. <https://doi.org/10.1364/AO.36.000949>
27. Pierangelo A, Manhas S, Benali A, Fallet C, Totobenazara JL, Antonelli MR, et al. Multispectral Mueller polarimetric imaging detecting residual cancer and cancer regression after neoadjuvant treatment for colorectal carcinomas. *J Biomed Opt*. 2013;18(4):046014. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.18.4.046014>
28. Drezek R, Guillaud M, Collier TG, Boiko I, Malpica A, MacAulay C, et al. Light scattering from cervical cells throughout neoplastic progression: influence of nuclear morphology, DNA content, and chromatin texture. *J Biomed Opt*. 2003;8(1):7–16. <https://doi.org/10.1117/1.1528950>
29. Perelman LT. Optical diagnostic technology based on light scattering spectroscopy for early cancer detection. *Expert Rev Med Devices*. 2006;3(6):787–803. <https://doi.org/10.1586/17434440.3.6.787>
30. Yaroslavsky AN, Schulze PC, Yaroslavsky IV, Schober R, Ulrich F, Schwarzmaier HJ. Optical properties of selected native and coagulated human brain tissues in vitro in the visible and near infrared spectral range. *Phys Med Biol*. 2002;47(12):2059–73. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/47/12/305>
31. Bashkatov AN, Genina EA, Kochubey VI, Tuchin VV. Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm. *J Phys D: Appl Phys*. 2005;38(15):2543–55. <https://doi.org/10.1088/0022-3727/38/15/004>

VISUALIZATION AND MORPHOMETRICS OF CHANGES IN CERVICAL BIOTISSUES BASED ON NORMALIZED SPECTRAL INDICES

Olexandr Roslyakov¹ , Serhiy Yermolenko^{1,*} , Oleksandr Peresunko² 

¹ Department of Correlation Optics, Educational and Scientific Institute of Physical, Technical and Computer Sciences, Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, 101 Storozhynetska St., Chernivtsi, 58029, Ukraine;

² Department of Oncology and Radiology, Bukovyna State Medical University, 2 Teatralna St., Chernivtsi, 58002, Ukraine

*Corresponding author: s.yermolenko@chnu.edu.ua

Submitted July 18, 2025; Revised January 8, 2026;

Accepted February 10, 2026; Published June 25, 2026

Background: Modern visual diagnostics of precancerous and malignant lesions of the cervix requires increasing objectivity and accuracy through the use of physically based optical-spectral methods. Formation of quantitative spectral characteristics of structural changes in biotissue opens up new opportunities for differential assessment of the stage of pathology and construction of morpho-spectral screening scales.

Objectives: To develop a method for spectral visualization and analysis of morpho-optical changes in cervical biotissue based on normalized spectral indices (NSI) using a compact optical module and to determine key quantitative indicators sensitive to the stages of the oncological process.

Materials and Methods: To register spectral reflectance, a diagnostic module with a monochrome CMOS camera and a ring LED lighting system (450, 550, 630, 820 nm), supplemented with polarization filters, was used. NSI-map processing was carried out by calculating NSI-indexes and statistical parameters for 62 cervical images of patients of the main groups of pathologies with subsequent morphological verification.

Results: The NSI_630/820 index was the most sensitive to changes in tissue density and vascularization, its average value increased from 1.303 in inflammation to 1.528 in the case of adenocarcinoma. The increase in asymmetry and kurtosis in the NSI_530/820 profiles in the case of the transition from CIN to carcinoma indicates the likely formation of areas with increased optical heterogeneity. A structured classification of intervals of values of the main morpho-optical characteristics was formed, reflecting their changes within the pathological process.

Conclusions: The method of spectral-normalized visualization based on NSI indices allowed to quantitatively reflect morphological changes in the biotissue of the cervix. Indicators of changes in the spectral structure of the reflected optical signal, which correlate with the type of pathology, were established, and the effectiveness of the proposed approach for optical-physical differentiation of the stages of malignancy was proven.

KEY WORDS: spectral visualization; NSI maps; normalized spectral index; optical-morphological changes; cervix; asymmetry; kurtosis.