

## **Шифр «ЗАЧАРОВАНИЙ СВІТ»**

**ТЕМА:** Дослідження стану біотканин лазерними спекл-фотографічними та фотометричними методами із застосуванням комп'ютерного програмного забезпечення

## ПЛАН

### ВСТУП

1. Фізичні принципи застосування фотометричних методів для дослідження оптичних характеристик шкіри
2. Фізичні основи методів лазерної спекл-фотографії для застосування в біомедичних дослідженнях
3. Програмне забезпечення для аналізу динамічних біоспеклів
4. Експериментальні дослідження зміни оптичних характеристик шкіри фотометричним методом та лазерними спекл-фотографічними методами
5. Результати експериментальних досліджень залежності флуктуації інтенсивності спеклів від стану серцево-судинної системи.

### ВИСНОВКИ

### СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

## ВСТУП

Одними з найпоширеніших захворювань є захворювання серцево-судинної системи. Тому пошук методів їх ранньої діагностики є надзвичайно важливим завданням.

Досить новими методами в медичній діагностиці є спекл-оптичні методи, які на основі дослідження кореляційних властивостей оптичних полів, дають можливість визначати характеристики об'єктів, які викликають дифракцію або розсіювання випромінювання. Можливість використання спеклів для оцінки стану біологічних поверхонь пов'язана із застосуванням монохроматичного випромінювання неперервних гелій-неонових лазерів [1].

Методи спекл-оптики дають можливість визначати макроформи біологічних об'єктів, параметри швидко протікаючих процесів і потоків, аналізувати порушення мікроструктури поверхні.

Застосування цих методів для дослідження розсіювальних середовищ зумовлено великою інформаційною ємністю оптичних сигналів, паралельністю опрацювання та реєстрації багатовимірних інформаційних масивів, досягненнями у створенні нових засобів реєстрації зображень.

Області застосування спекл-оптичних методів в біомедичних дослідженнях на сьогодні такі: лазерна анемометрія біологічних рідин, цитометрія, у дослідження седиментації крові, дерматологія, офтальмологія [2].

Реєстрація спекл-структур (розподілу лазерного випромінювання) в площині зображення оптичної системи та їх застосування в медицині буде сприяти ранній діагностиці патологічних відхилень у стані серцево-судинної і нервової системи, також для може застосовуватися для діагностики дерматологічних захворювань.

Наукова робота присвячена обґрунтуванню можливості застосування методів лазерної спекл-фотографії для дослідження оптичних характеристик шкіри та залежності флуктуації інтенсивності спеклів від стану серцево-судинної системи.

**Мета та задачі дослідження.** Теоретично обґрунтувати фізичні принципи застосування фотометричних та методів спекл-фотографії для дослідження оптичних характеристик шкіри і залежності флуктуації інтенсивності спеклів від стану серцево-судинної системи та виконати експериментальні дослідження оптичних характеристик шкіри та аналіз динамічних лазерних спеклів від стану серцево-судинної системи.

У даній науковій роботі поставлено такі завдання:

1. Обґрунтувати фізичні основи застосування фотометричних методів та методів лазерної спекл-фотографії в біомедичних дослідженнях.

2. Виконати експериментальні дослідження та проаналізувати отримані результати оптичних параметрів здорової шкіри та з дерматологічними відхиленнями фотометричним методом та методом лазерної спекл-фотографії із застосуванням комп'ютерної обробки отриманих спеклів.

3. Дослідити залежність флуктуації інтенсивності спеклів від стану серцево-судинної системи з використанням сучасного комп'ютерного програмного забезпечення для обробки біомедичної інформації.

**Об'єкт дослідження** – процес дослідження оптичних характеристик шкіри та флуктуації інтенсивності спеклів від стану серцево-судинної системи.

**Предмет дослідження** – оптичні параметри шкіри, лазерні спекл-картини поверхні шкіри.

**Методи дослідження** – лазерні спекл-фотографічні методи, фотометричні методи та методи комп'ютерної обробки біомедичної інформації.

**Наукова новизна одержаних результатів.**

У роботі отримано такі наукові результати:

1. Обґрунтовано можливість застосування методу лазерної спекл-фотографії для дослідження залежності флуктуації інтенсивності спеклів від стану серцево-судинної системи, що може бути використано для ранньої діагностики патологічних відхилень у її функціонуванні.

2. Обґрунтовано застосування комп'ютерної програми ImageJ для аналізу динамічних лазерних спеклів.

## 1. Фізичні принципи застосування фотометричних методів для дослідження оптичних характеристик шкіри

Застосування оптичного випромінювання базується на взаємодії світла з біологічними тканинами, а саме його розсіюванні, поглинанні та відбиванні. Ці процеси залежать від пігментації шкіри, складу крові, а також від структури колагенових волокон, які визначають розподіл фотонів у опроміненій ділянці тканини. На рис. 1. представлено розповсюдження оптичного випромінювання в різних шарах шкіри.

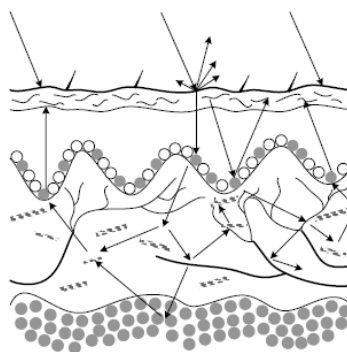


Рис. 1. Розповсюдження оптичного випромінювання в шкірі людини

Поглинання – домінуючий ефект взаємодії лазерного випромінювання з тканинами, оскільки лише поглинена частина лазерного випромінювання виявляє біологічну дію на організм.

Здатність речовини поглинати електромагнітне випромінювання залежить від деякої кількості чинників, головним чином від електронного складу його атомів і молекул, довжини хвилі випромінювання, товщини поглинаючого шару і внутрішніх параметрів, таких як температура або концентрація поглинаючих центрів. Часто використовуються два закони, які описують вплив товщини або концентрації на поглинання, відповідно. Зазвичай їх називають законом Ламберта і законом Бера, і записують таким чином:

$$\begin{aligned} I(z) &= I_0 \exp(-\mu_a z); \\ I(z) &= I_0 \exp(-k' cz), \end{aligned} \tag{1}$$

де  $z$  - позначає оптичну вісь,  $I(z)$  - інтенсивність на відстані  $z$ ,  $I_0$  – інтенсивність падаючого випромінювання;  $\mu_a$  - коефіцієнт поглинання

середовища,  $c$  – концентрація поглинаючих центрів і  $k'$  залежить від решти внутрішніх параметрів. Із рівняння (1) отримуємо:

$$z = \frac{1}{\mu_a} \ln \frac{I_0}{I(z)}. \quad (2)$$

Величина обернена коефіцієнту поглинання називається довжиною поглинання

$$L_a = \frac{1}{\mu_a}. \quad (3)$$

Довжина поглинання показує відстань, на якій інтенсивність  $I(z)$  зменшиться в  $e$  разів від її початкової величини  $I_0$ .

У біологічних тканинах поглинання в основному викликане молекулами води або макромолекулами.

У білків хромофорами є фрагменти амінокислот, які поглинають світло переважно в ультрафіолетовій області спектру (від 200 до 300 нм). У цьому ж діапазоні довжин хвиль поглинають нуклеїнові кислоти (їх хромофори - ароматичні і гетероциклічні кільця азотистих основ). Клітини біологічних тканин містять сотні хромофорів, що поглинають світло у видимій і ближній ультрафіолетовій областях спектру, серед яких основними є вітаміни, флавіни, флавінові ферменти, гемоглобін, каротиноїди, та ін. У інфрачервоній області спектру всі біомолекули мають достатньо інтенсивні коливальні смуги поглинання. Починаючи з  $\lambda=1500$  нм і більше, спектр поглинання тканин в основному визначається спектром поглинання води.

Одними з основних біологічних поглиначів є меланін і гемоглобін.

Його коефіцієнт поглинання монотонно зростає по всьому видимому діапазону спектру із зменшенням довжини хвилі. Гемоглобін переважає в судинній тканині. Основною особливістю всіх біомолекул є їх комплексна структура смуги між 400 нм і 600 нм.

Якщо розглядати біотканини в цілому, наприклад, шкіру, стінку аорти і рогівку, то серед них, що найсильніше поглинає буде шкіра, тоді як рогівка майже абсолютно прозора у видимому діапазоні спектру. Із-за унікальності

спектрів поглинання, кожен з них може бути розцінений як відбиток пальця відповідної тканини.

Ступінь поглинання світла тією чи іншою біологічною тканиною визначається коефіцієнтом поглинання цієї тканини. Останній корелює з глибиною проникнення випромінювання у тканини. Чим більше поглинання світла у певному хромофорі (пігмент, вода), тим менша глибина його проникнення у біотканину [3,8].

Фотометричний метод аналізу заснований на здатності речовини поглинати електромагнітне випромінювання оптичного діапазону. Концентрацію поглинаючої речовини визначають, вимірюючи інтенсивність поглинання. Залежність коефіцієнта поглинання від довжини хвилі містить інформацією про якісний і кількісний склад досліджуваної речовини і становить аналітичний сигнал. Фотометричний аналіз відноситься до молекулярного абсорбційному аналізу, аналізу заснованого на поглинанні світла молекулами досліджуваної речовини і складними іонами в ультрафіолетовій (УФ), видимій та інфрачервоній (ІЧ) областях спектру.

В медичній діагностиці фотометричні методи застосовуються для дослідження оптичних параметрів шкіри, що є основою для розвитку методів дифузної оптичної томографії та діафаноскопії, а також удосконалення методів фото і фотохіміотерапії захворювань шкіри [9,10,14,15].

## **2. Фізичні основи методів лазерної спекл-фотографії для застосування в біомедичних дослідженнях**

Спекли виникають в результаті інтерференції багатьох хвиль, які поширюються від окремих розсіювачів поверхні. Оскільки кількість таких розсіювачів велика і вони випадковим чином змінюють фазу хвилі, то результуючий розподіл інтенсивності і фази поля буде випадковим і описати таке поле можна статистичними методами. Статистичний характер відбитого когерентного лазерного випромінювання від неоднорідної поверхні,

проходження через фазове середовище, хвилеводи та ряд інших явищ призводить до формування спекл-структури [4].

Спекл-структура несе інформацію про поверхню об'єкта, зокрема про її форму і просторове положення. Цю властивість ефективно використовують для вивчення малих (мікроскопічних) зміщень поверхні об'єкта. Зміщення або деформація поверхні об'єкта викликає відповідне просторове переміщення спекл-структур, вимірювання якого дає можливість визначити зміщення самої поверхні. Для цього використовують двоекспозиційну реєстрацію спекл-структур, що відповідає початковому і зміненому станам об'єкта, з подальшим дослідженням картини інтерференційних смуг в полі дифракції лазерного пучка на записаних спекл-структурах [7].

Для запису спекл-картини застосовують звичайну оптичну схему (рис. 2), в якій середовище, яке реєструє (наприклад, фотопластинку) поміщають або в площині зображення об'єкта, або в розфокусованій області, включаючи задню фокальну площину, в якій формується Фур'є-зображення об'єкта.

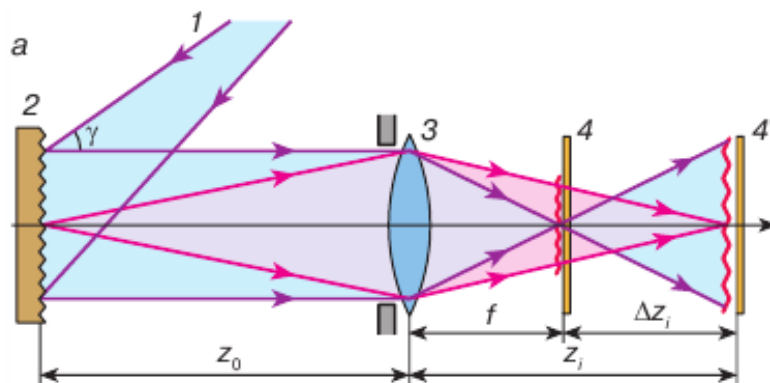


Рис. 2. Схема запису двоекспозиційної спекл-картини

Метод спеклів для дослідження біологічних об'єктів з використанням просторово модульованого пучка дає можливість визначати статичні параметри об'єкта, як стандартне відхилення  $\sigma_\phi$  і довжина кореляції  $L_\phi$  фазових флуктуацій. Цей метод можна використовувати для вивчення тонких шарів епідермісу людини більш товстих прозорих біотканин переднього сегмента ока людини (роговиці і кришталика) і склери в процесі оптичного просвітління (збільшеної прозорості) в умовах механічних і осмотичних напруг.



Просторово-модульовані лазерні пучки, отримані шляхом інтерференції, досить широко використовуються в біомедичних дослідженнях, наприклад у лазерній анемометрії біологічних рідин, цитометрії, у дослідженнях седиментації крові. Фізичний принцип утворення лазерних спекл-інтерферограм зображений на рис. 3.

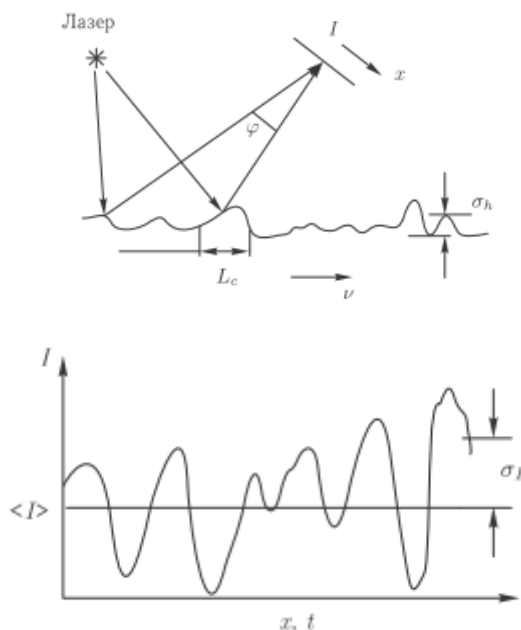


Рис. 3. Утворення лазерних спеклограм [5].

Ці методи використовують малі відстані між інтерференційними смугами,

$$\Lambda_I = \frac{\lambda}{2\theta_I} \quad (4)$$

( $\theta_I$  - кут між хвильовими векторами інтерферуючих полів які порівняні з розмірами неоднорідностей об'єкта, що розсіює. У цьому випадку вдається, наприклад, виміряти швидкість клітки, що пролітає просторово-модульований пучок.

Оскільки багато біотканин і клітини є фазовими об'єктами [5], то поширення когерентних пучків в них можна описувати в рамках моделі випадкового фазового екрана (ВФЕ). Амплітудний коефіцієнт пропускання описується виразом:

$$t_s(x, y) = t_0 \exp\{-i\Phi(x, y)\} \quad (5)$$

де  $t_0$  - не залежне від координат амплітудне зміщення;  $\Phi(x, y)$  – випадкове фазове зміщення ВФЕ в точці  $(x, y)$  за рахунок варіацій показника заломлення  $n(x, y)$  або товщини ВФЕ  $h(x, y)$ . Для тонких проникних і відбивальних ВФЕ фазові зміщення визначаються відповідно співвідношеннями:

$$\Phi(x, y) = 2\pi\lambda[n(x, y) - 1]h(x, y) \quad (6)$$

$$\Phi(x, y) = 4\pi\lambda h(x, y) \quad (7)$$

Для теоретичного опису спекл-полів застосовується метод кореляційних функцій, а особливо кореляційних функцій амплітуди та інтенсивності, які дають можливість описувати досліджувані параметри спеклів, такі як поперечні розміри, зміщення, контраст.

Для конкретних досліджень використовується дифузно-розсіяне когерентне випромінювання, яке формується при його проходженні через фазовий екран. В результаті розсіювання такого випромінювання формується вторинна спекл-структура. Кореляційні властивості вторинних спеклів суттєво залежать від розподілу амплітуди на дифузному об'єкті і дають можливість виявляти характер руху спеклів [6].

Для теоретичних розрахунків стану кровообігу, припускають, що стан коливання кровоносної судини визначає коливання поверхні шкіри. Поверхня шкіри є дифузним розсіювачем, тому зміна амплітуди в точці розсіювання може бути описана інтегралом Дебая:

$$U(P) \equiv U(x, y, z) = -\frac{i}{\lambda} A \iint_{\Omega} \exp(-ik\vec{q}\vec{R}) d\Omega, \quad (8)$$

де  $\Omega$  – елемент тілесного кута, з якого видно досліджувану точку  $P$ ,  $A$  – амплітуда, падаючої хвилі,  $\lambda$  – довжина падаючого випромінювання.

Для опису просторової зміни спекл-полів застосовуються кореляційні функції.

В нормалізованому вигляді для компоненти інтенсивності випромінювання  $\Delta I$ , яка зазнає флуктуації в спекл-полі кореляційна функція може бути представлена коефіцієнтом  $\gamma_{\Delta I}$ :

$$\gamma_{\Delta I}(\vec{r}_1, \vec{r}_2; t_1, t_2) = \frac{\langle \Delta I(\vec{r}_1, t_1) \Delta I(\vec{r}_2, t_2) \rangle}{\langle \Delta I(\vec{r}_1, t_1) \rangle \langle \Delta I(\vec{r}_2, t_2) \rangle} \quad (9)$$

Час кореляції  $\tau_c$  і час затримки  $\tau_d$  застосовуються для опису динамічних властивостей спекл-полів, що зазнають одночасно дві моди зміни – «зміщення» і «кипіння»:

$$\gamma_{\Delta I}(\vec{r}, \tau) = \exp\left(-\frac{|\vec{r}|^2}{r_c^2}\right) \exp\left[-\frac{(\tau-\tau_d)^2}{\tau_c^2}\right] \quad (10)$$

### 3. Програмне забезпечення для аналізу динамічних біоспеклів

Для аналізу біоспеклів пропонується використати комп'ютерне програмне забезпечення Imagej.

Imagej - безкоштовна комп'ютерна програма з відкритим вихідним кодом для аналізу і обробки зображень. Написана мовою Java співробітниками National Institutes of Health. Програма Imagej широко застосовується в біомедичних дослідженнях, астрономії, географії й інших дисциплінах, пов'язаних з аналізом зображень.

Плагіни охоплюють широке коло завдань аналізу і обробки зображень: дають можливість проводити тривимірну візуалізацію в діапазоні від клітин до рентгенологічних зображень, автоматичні порівняння аж до створення автоматизованих систем вивчення, наприклад, у гематології. Архітектура плагнів Imagej і вбудована в програму система розробки робить цю платформу досить використовуваною для роботи і викладу аналізу і обробки зображень.

Imagej може працювати як онлайн аплет додаток, що завантажується. Використання додатка можливо у всіх операційних системах, для яких існує Java Virtual Machine версії 1.4 або більш пізні: Microsoft Windows, Mac OS, Mac OS X, Linux і Sharp Zaurus PDA.

#### Особливості Imagej

- Дозволяє відображати, редагувати, аналізувати, обробляти, зберігати і друкувати 8- бітні, 16- бітні й 32- бітні зображення.

- Може читати багато форматів зображень, такі як TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS, а також формати Raw.

- Підтримує стеки - серії зображень, які об'єднані в одному вікні, абагатопотоківі трудомісткі операції можуть виконуватися на багатопроцесорних системах у паралельному режимі.

- Можна обчислювати площі, статистичні показники піксельних значень різних виділених областей на зображеннях, які виділені вручну або за допомогою граничних функцій.

- Може вимірювати відстані і кути.

- Може створювати гістограми густини і малювати профілі ліній.

- Підтримує стандартні функції обробки зображень, такі як логічні й арифметичні операції між зображеннями, маніпуляції з контрастністю, згортки, Фур'є – Аналіз, підвищення різкості, згладжування, виявлення меж і медіанний фільтр.

- Дозволяє робити різні геометричні перетворення, такі як масштабування, поворот або відображення.

- Підтримує будь-яку кількість одночасно використовуваних зображень, обмеження пов'язане тільки об'ємом доступної пам'яті.

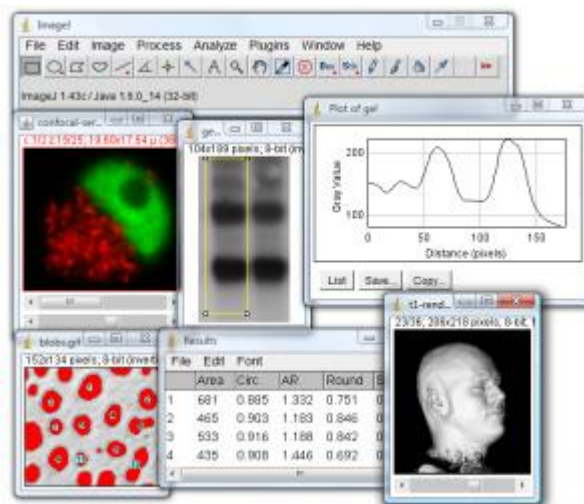


Рис. 4. Зображення програми ImageJ

Для досліджень представлених у роботі було використано такі функції програми:

1) Plot Profile (Графік профілю) (Ctrl + K). Відображає в двовимірному графіку інтенсивність розподілу пікселів на виділенні.

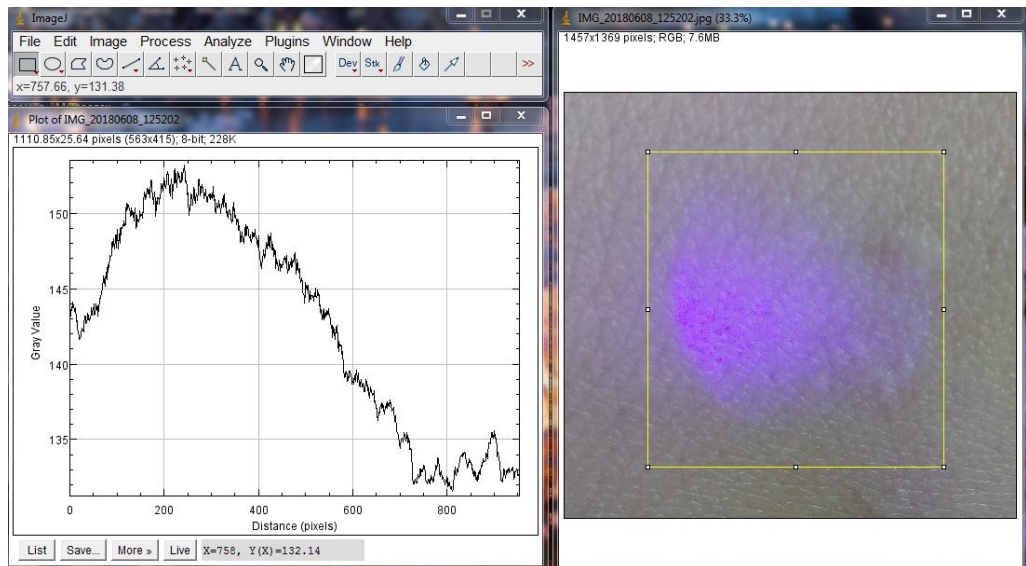


Рис. 5. Двовимірний графік розподілу інтенсивності

Плагін Dynamic Profiler створює динамічний графік виділеної ділянки, який постійно оновлюється в залежності від зміни виділення на зображенні. Макрос StackProfilePlot створює профіль ділянок всіх зображень в стеку і зберігає їх в новий стек.

2) Surface Plot (Графік поверхні) показує тривимірний графік інтенсивності розподілу пікселів на активному виділенні.

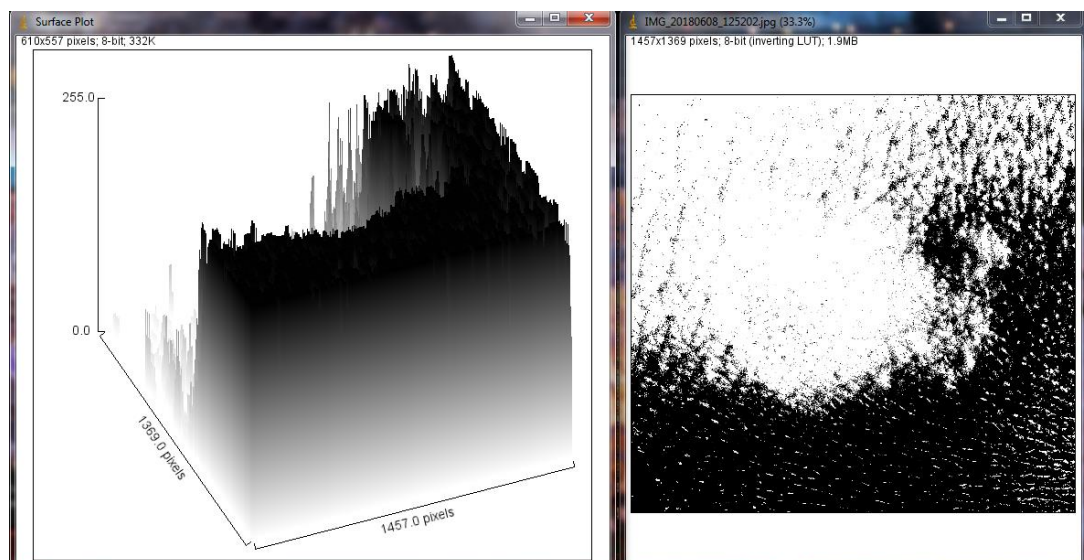


Рис. 6. Тривимірний графік розподілу інтенсивності

3) Поле Polygon Multiplier дозволяє встановити кількість профілів, використовуваних для створення тривимірного графіка. Опція Draw Wireframe обрамляє кожен графік в чорний колір. Опція Shade генерує тіні на вихідному тривимірному графіку. Одержуваний графік може бути кольоровим, якщо вихідне зображення таблицю кольорів LUT. Опція Draw Axis використовується для додавання до тривимірного графіком осей, за якими будується сам графік. Якщо активована опція Source Background is Lighter, то світлі кольори на тривимірному графіку матимуть найбільш короткі піки (височини), а темніші мають найвищі піки. Опція Fill Plot Background with Black робить фон тривимірного зображення чорним. Опція One Polygon Per Line активується для використання тільки одного полігону для однієї лінії. Опція Smooth робить графік більш гладким, згладжує гострі піки пропорційно всьому зображенню [12].

#### **4. Експериментальні дослідження зміни оптичних характеристик шкіри фотометричним методом та лазерними спекл-фотографічними методами**

##### *Експеримент 1.*

Зміни оптичних характеристик шкіри визначали фотометром ФМ-58.

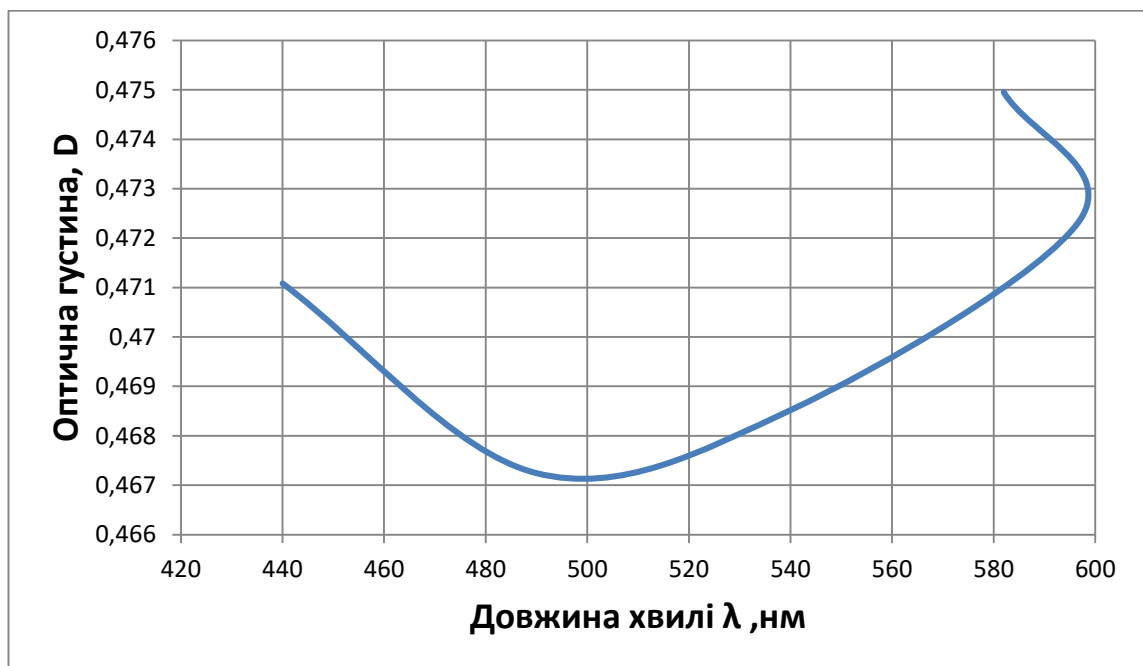
Для досліджень використовувались зразки здорової шкіри та з патологічними змінами.

Результати експериментальних досліджень представлені в таблицях 1, 2, 3. Графічні залежності коефіцієнта поглинання та оптичної густини від довжини хвилі для зразків шкіри в нормі (зразок I) та з патологіями (зразки II, III) представлені на рисунках 7 – 12.

Зразок № I

Таблиця 1

Коефіцієнт пропускання $\tau$	Довжина хвилі $\lambda$ , нм	Лінійний коефіцієнт поглинання $\alpha$ , $\text{см}^{-1}$	Оптична густина $D$ , см
0,335	582	21,24	0,474
0,337	597	21,13	0,472
0,34	540	20,95	0,468
0,341	490	20,90	0,467
0,338	440	21,07	0,471

Рис. 7. Залежність оптичної густини  $D$  шкіри від довжини хвилі  $\lambda$ , нм

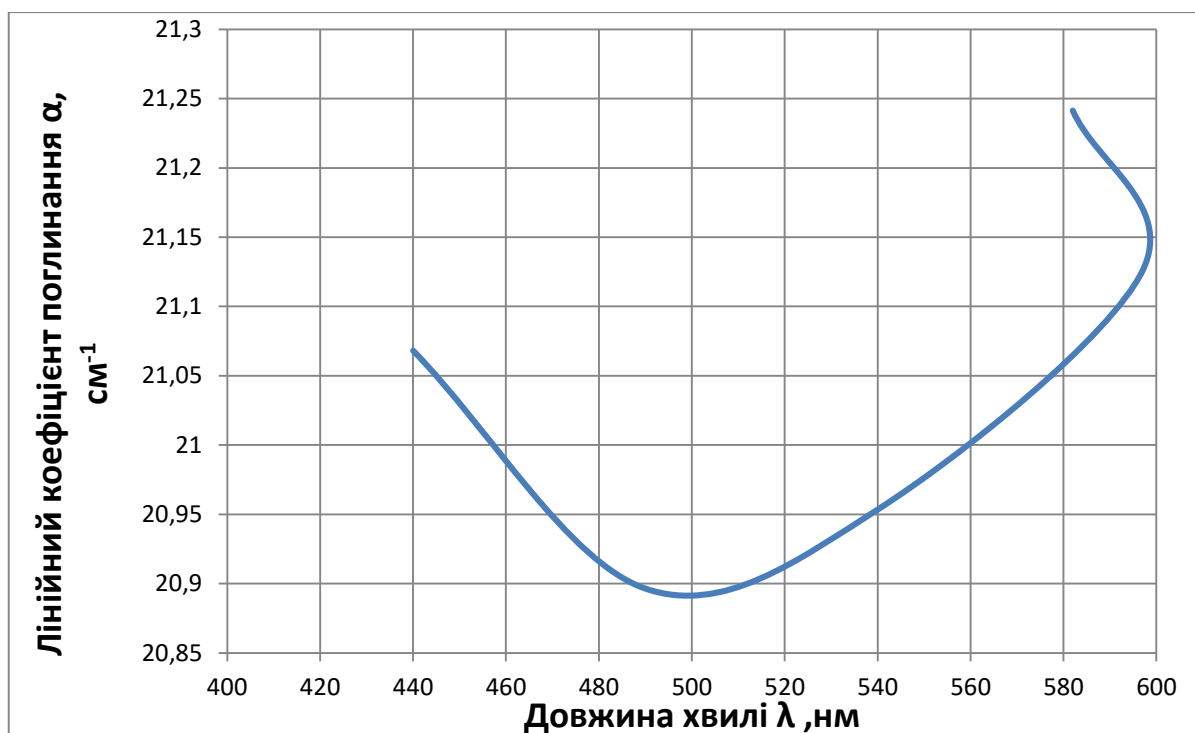


Рис. 8. Залежність лінійного коефіцієнта поглинання  $\alpha$ ,  $\text{cm}^{-1}$  шкіри від довжини хвилі  $\lambda$ , нм

Таблиця 2

Зразок № II

Коефіцієнт пропускання $\tau$	Довжина хвилі $\lambda$ , нм	Лінійний коефіцієнт поглинання $\alpha$ , $\text{cm}^{-1}$	Оптична густина D, см
0,5	440	13,46	0,301
0,505	490	13,27	0,298
0,506	540	13,23	0,296
0,51	582	13,08	0,292
0,515	597	12,89	0,288



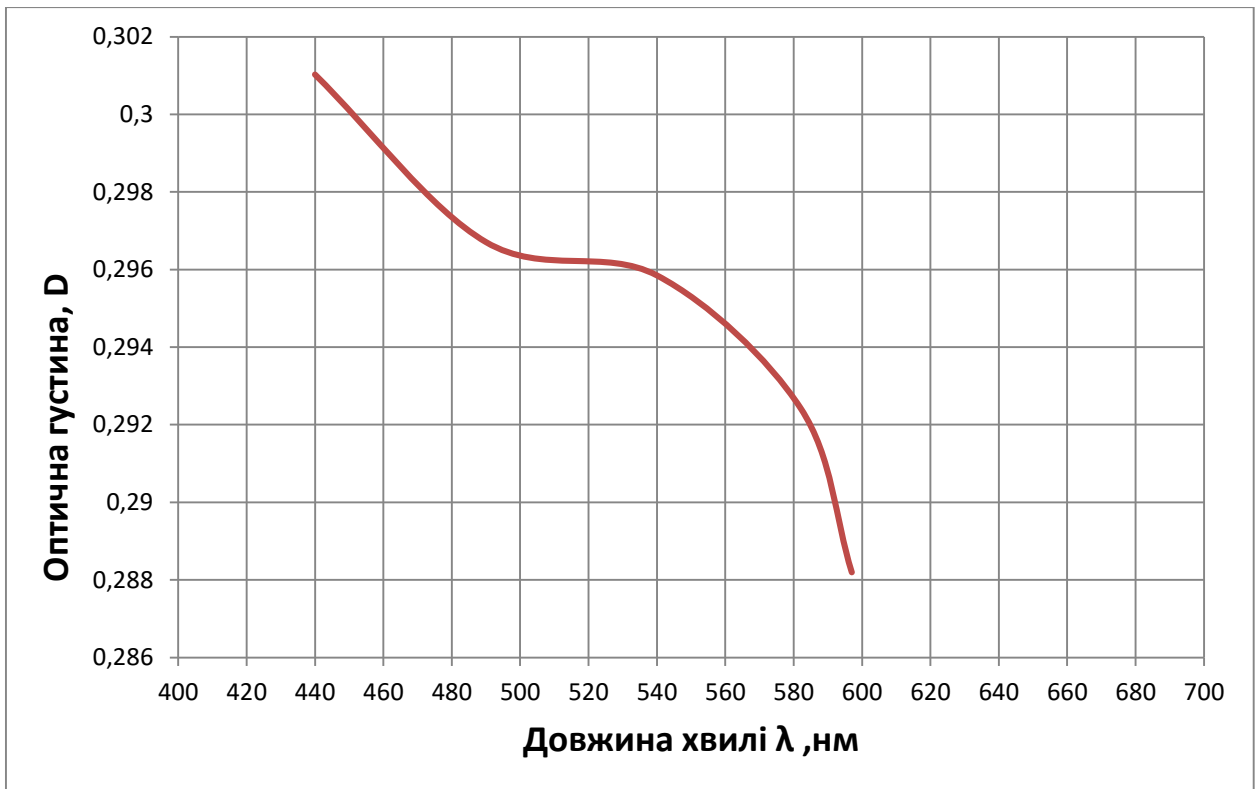


Рис. 9. Залежність оптичної густини D шкіри від довжини хвилі λ ,нм

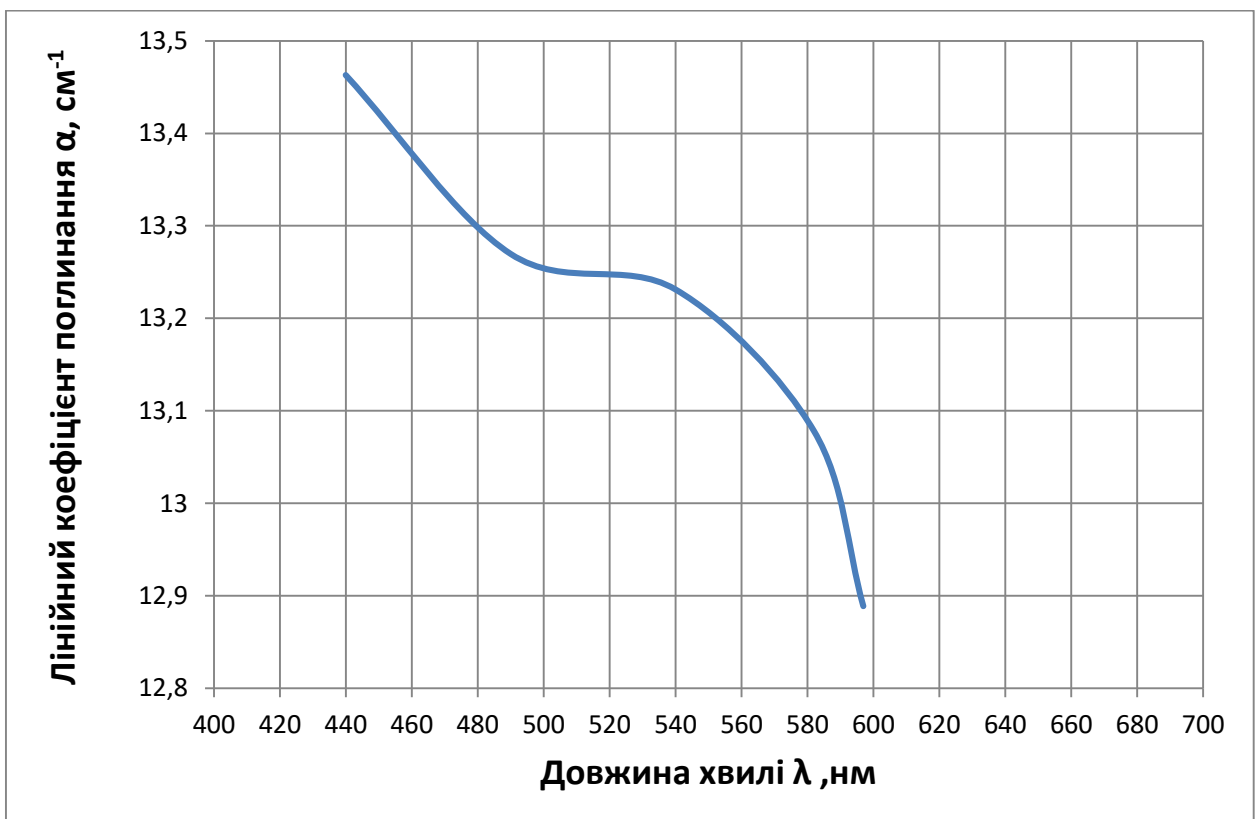
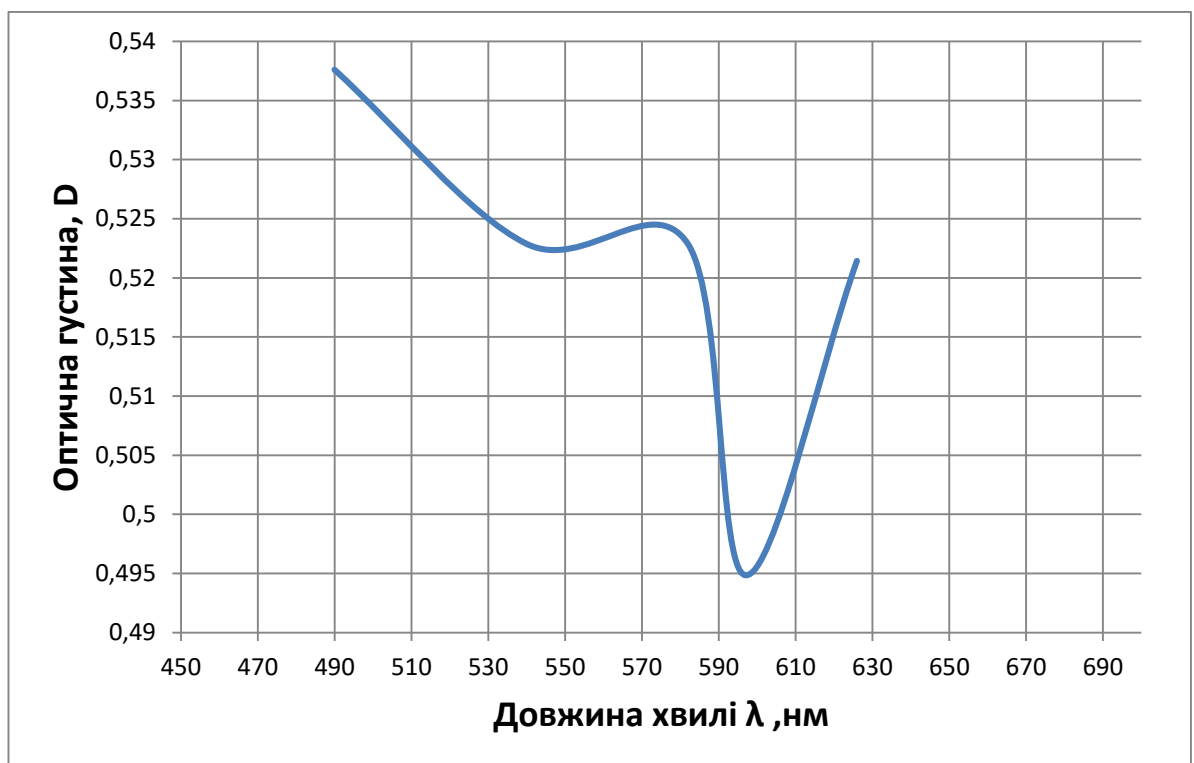


Рис. 10. Залежність лінійного коефіцієнта поглинання α, см<sup>-1</sup> шкіри від довжини хвилі λ ,нм

Таблиця 3

Зразок № III

Коефіцієнт пропускання $\tau$	Довжина хвилі $\lambda$ , нм	Лінійний коефіцієнт поглинання $\alpha$ , $\text{см}^{-1}$	Оптична густина $D$ , см
0,29	490	24,04	0,538
0,3	540	23,38	0,523
0,3	582	23,38	0,523
0,32	597	22,13	0,495
0,301	626	23,32	0,521

Рис. 11. Залежність оптичної густини  $D$  шкіри від довжини хвилі  $\lambda$ , нм

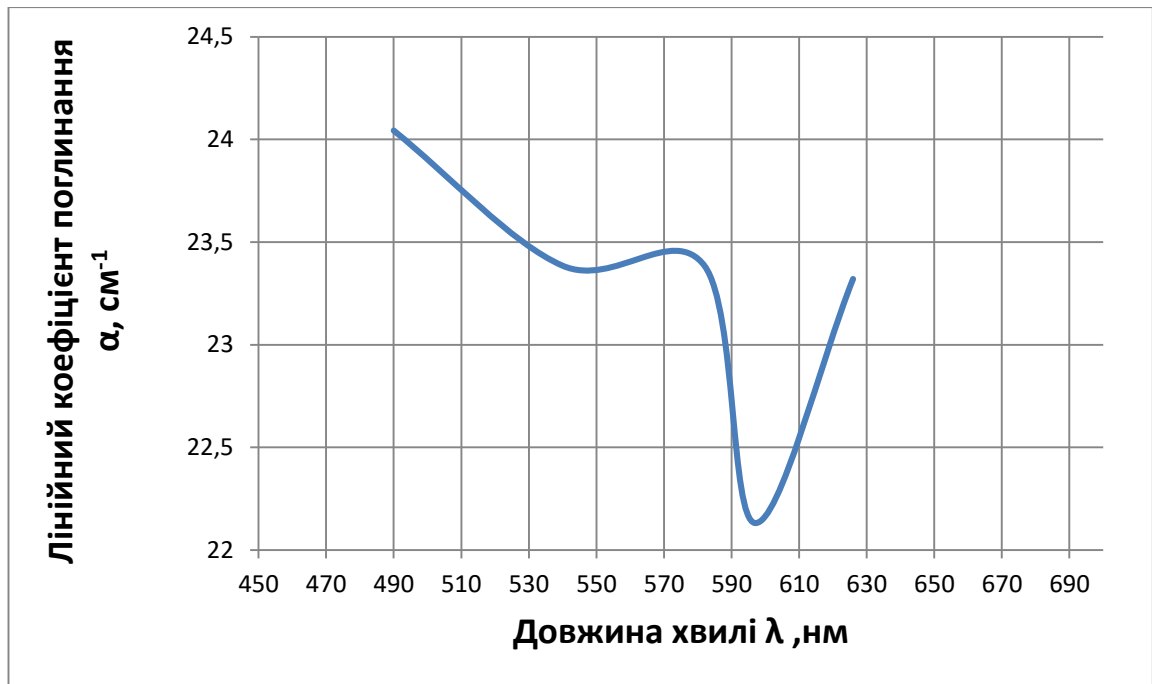


Рис. 12. Залежність лінійного коефіцієнта поглинання  $\alpha$ , см<sup>-1</sup> шкіри від довжини хвилі  $\lambda$ , нм

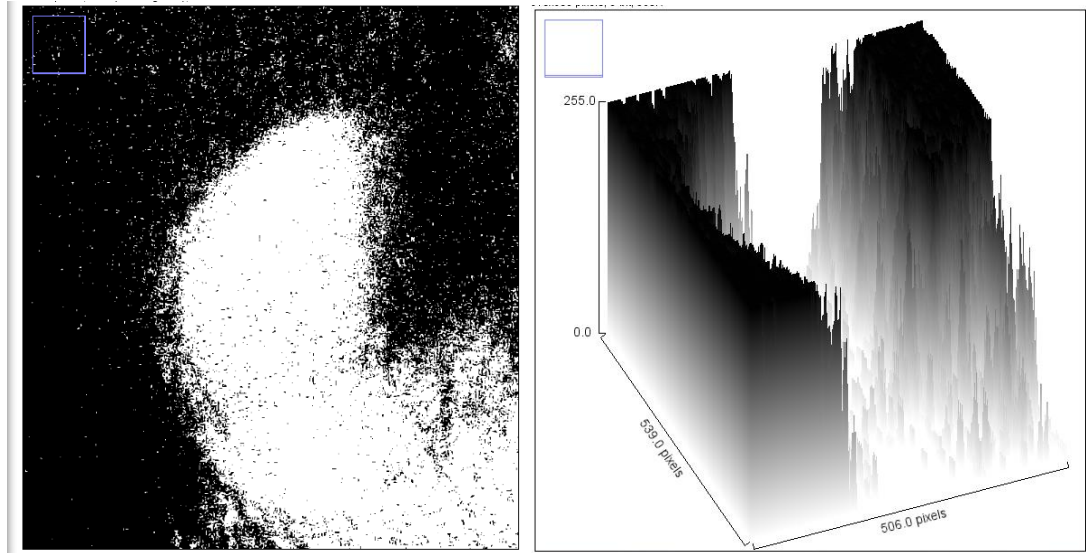
*Висновок.* Аналіз отриманих результатів свідчить про зміну коефіцієнтів поглинання та оптичної густини для зразків шкіри з патологіями, що дає можливість діагностувати захворювання шкіри; при цьому можливо впливати на досліджені оптичні параметри шкіри.

*Експеримент 2. Дослідження зміни оптичних характеристик поверхні шкіри лазерними спекл-фотографічними методами.*

В якості джерела опромінення застосовувався напівпровідниковий лазер потужністю 10мВт, довжина хвилі  $\lambda=405$  нм.

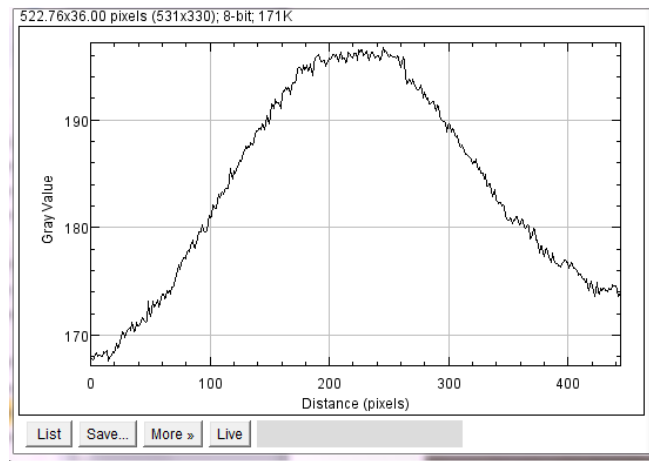
Було отримано динамічні спекл-фотографічні зображення поверхні шкіри при лазерному опромінюванні зразків шкіри.

Аналіз узагальнених зображень з використанням комп'ютерної програми ImageJ для зразків шкіри та представлено на рисунках



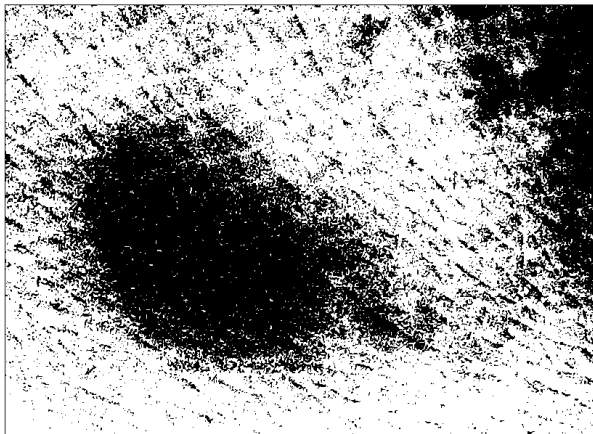
a)

б)

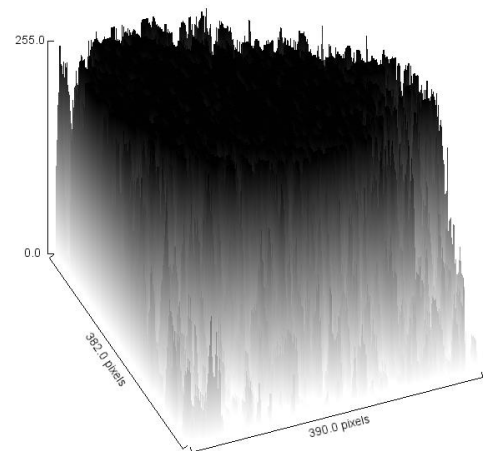


в)

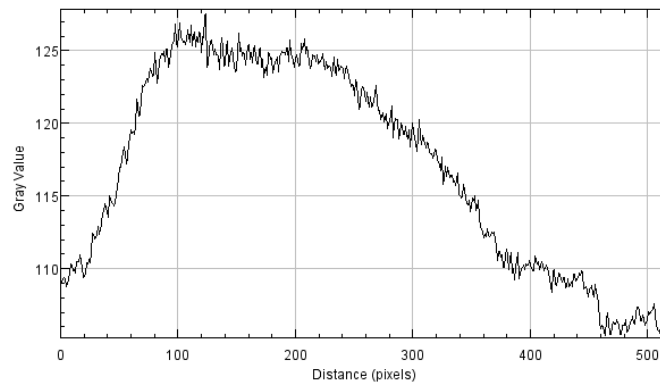
Рис. 13. Зображення лазерних спеклів на поверхні шкіри (а) та розподіл інтенсивності спеклів з використанням програми Imagej (б), (в) зразок І



a)

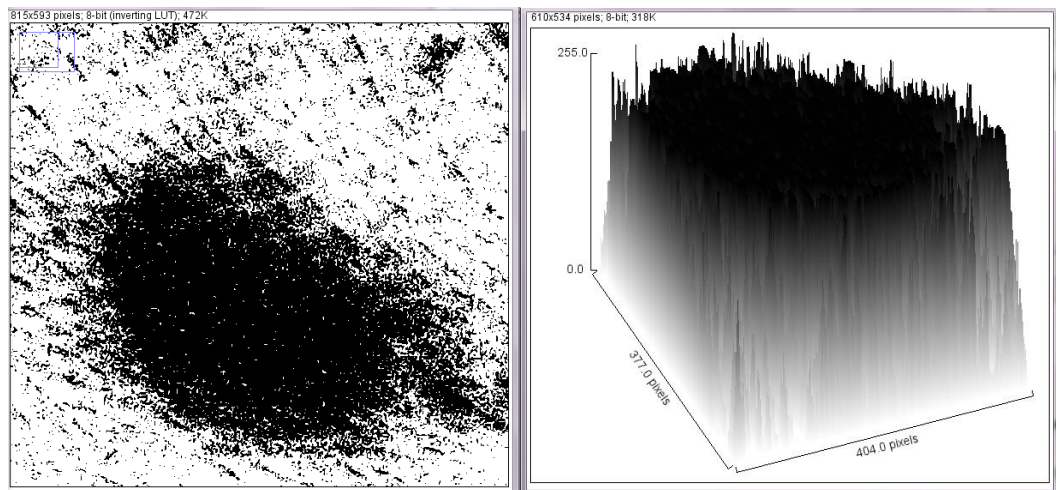


б)



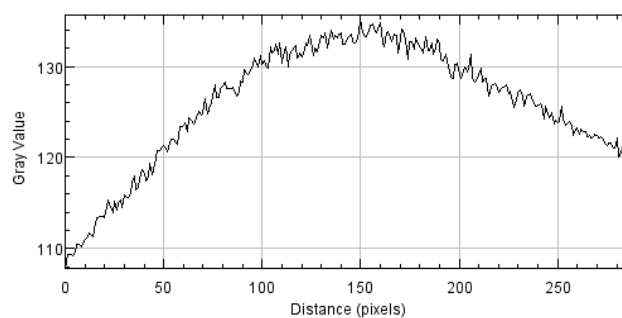
в)

Рис. 14. Зображення лазерних спеклів на поверхні шкіри (а) та розподіл інтенсивності спеклів з використанням програми ImageJ (б), (в) зразок II



а)

б)



в)

Рис. 15. Зображення лазерних спеклів на поверхні шкіри (а) та розподіл інтенсивності спеклів з використанням програми ImageJ (б), (в) зразок III

*Висновок.* Отримані шляхом комп'ютерного моделювання зображення розподілу інтенсивності лазерного випромінювання на поверхні шкіри, свідчать

про те, що захворювання шкіри впливають на оптичні параметри, що призводить до зміни спекл-картин.

### 5. Результати експериментальних досліджень залежності флуктуації інтенсивності спеклів від стану серцево-судинної системи.

В роботі досліджувались зміни коливань поверхні шкіри в залежності від стану серцево-судинної системи (зміни циркуляції в кровоносних судинах).

Лазерна установка представлена на рис. 16

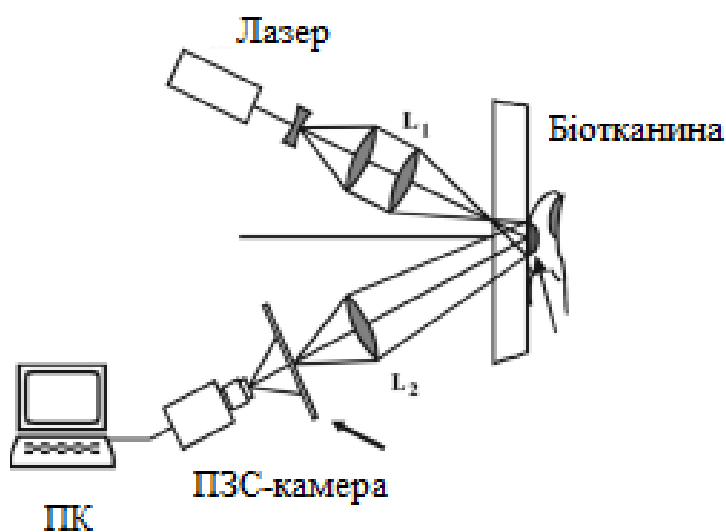
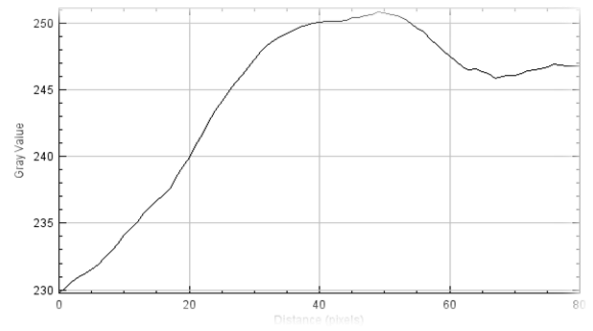
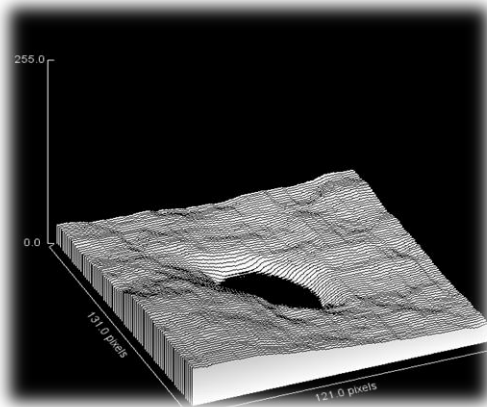
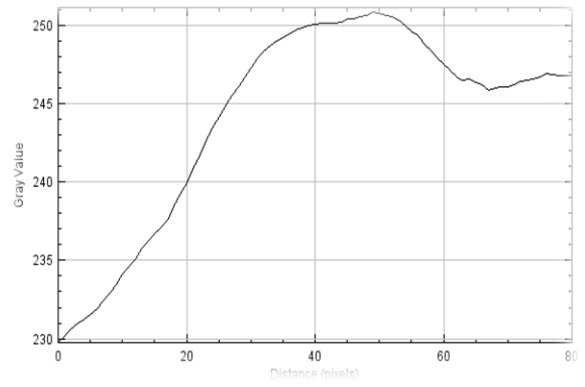
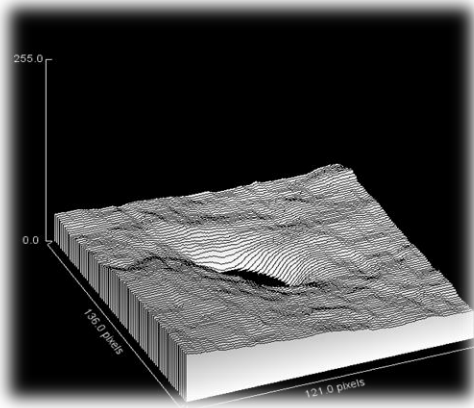
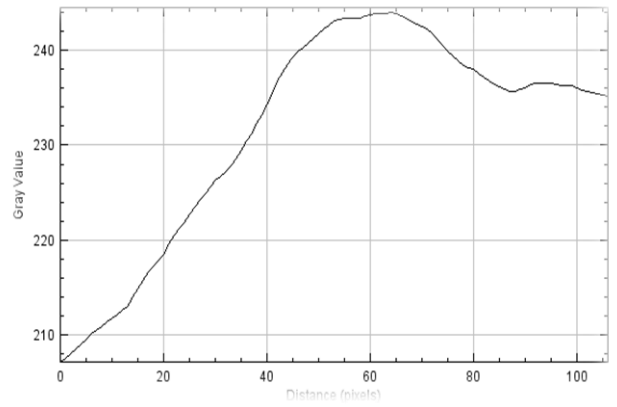
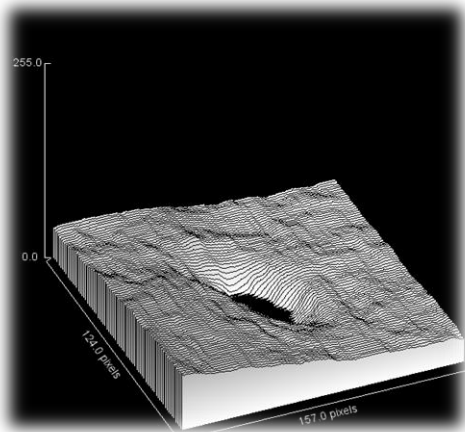
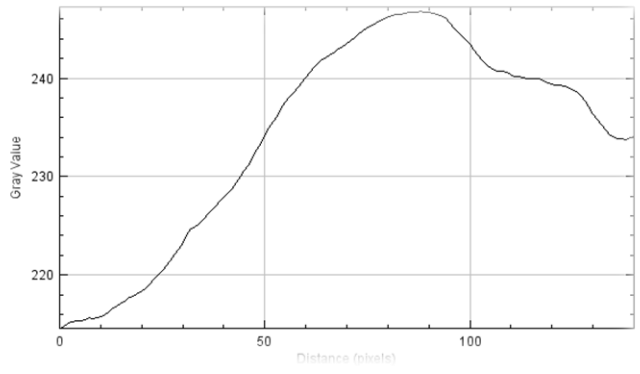
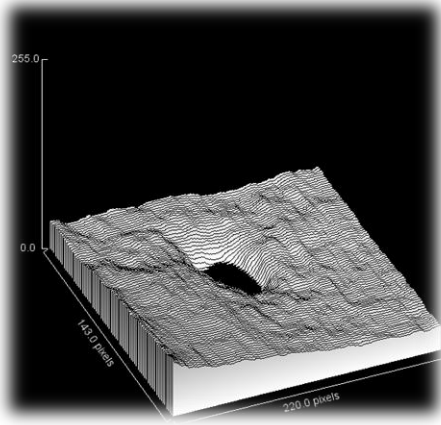


Рис. 16. Експериментальна лазерна установка для спекл-фотографічних досліджень

Дослідження проводились для людей з артеріальним тиском у нормі, схильних до гіпертонії та гіпотонії.

Для отримання динамічних спекл-фотографій на поверхні шкіри руки застосовувався гелій-неоновий лазер з довжиною хвилі 0,6328 мкм, потужністю 1 мВт. Отримані спекл-фотографічні зображення досліджувались з використанням програми ImageJ. Результати представлено на рисунках 17-19.



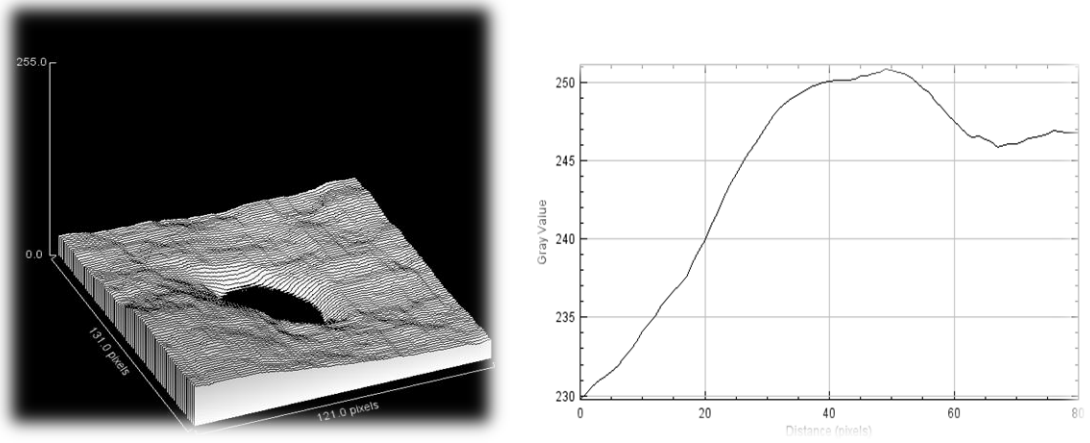
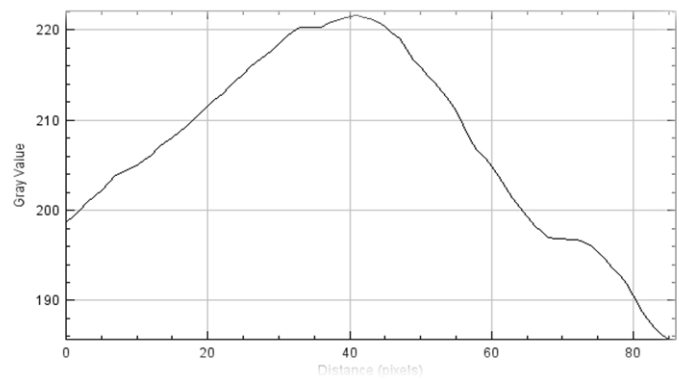
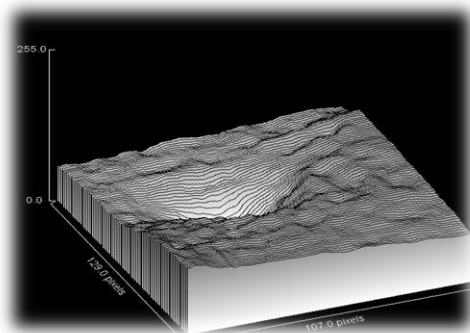
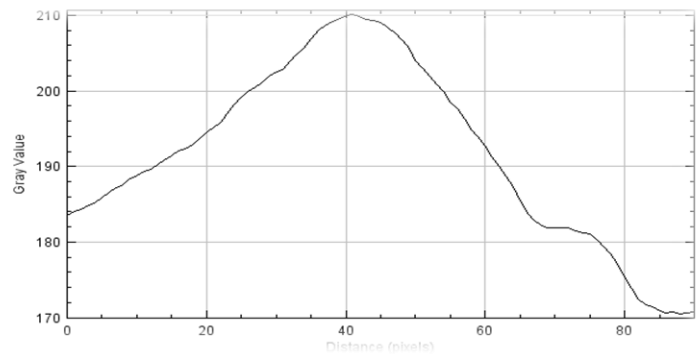
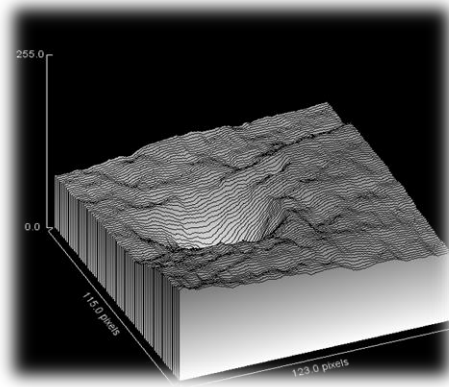
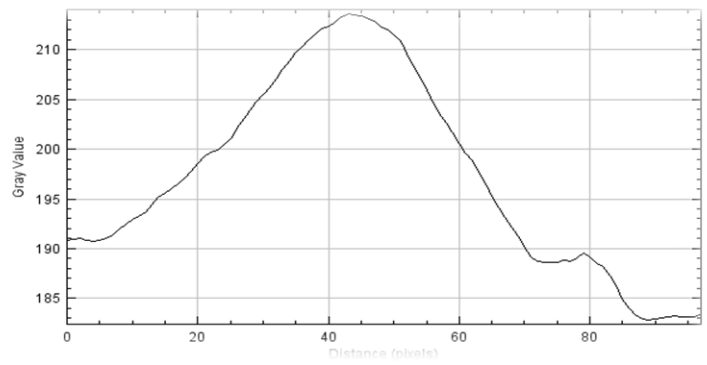
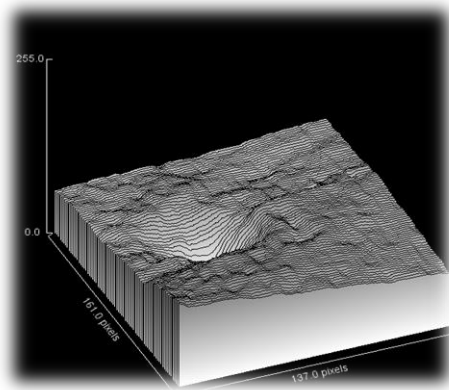


Рис. 17. Розподіл інтенсивності спекл-картин поверхні шкіри при нормальному артеріальному тиску





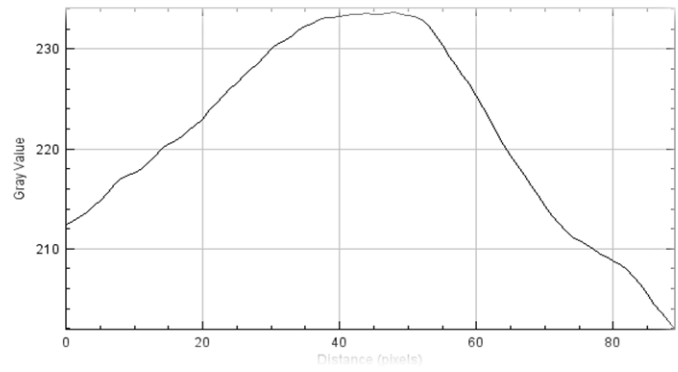
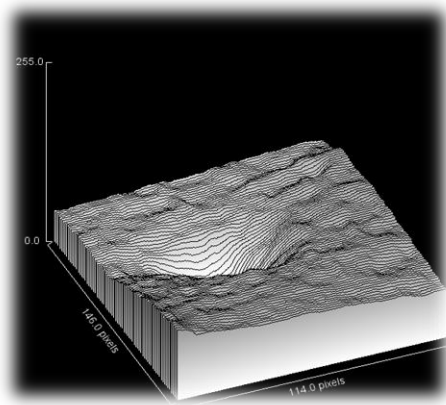
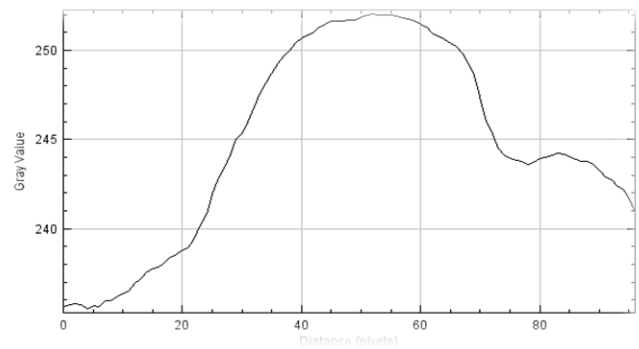
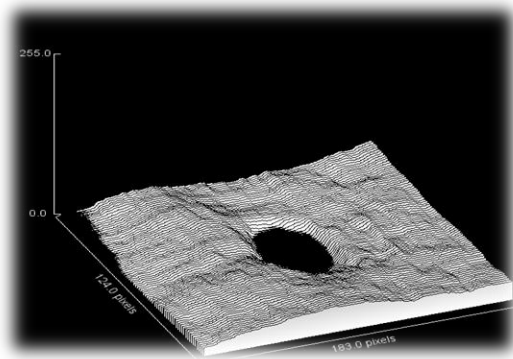
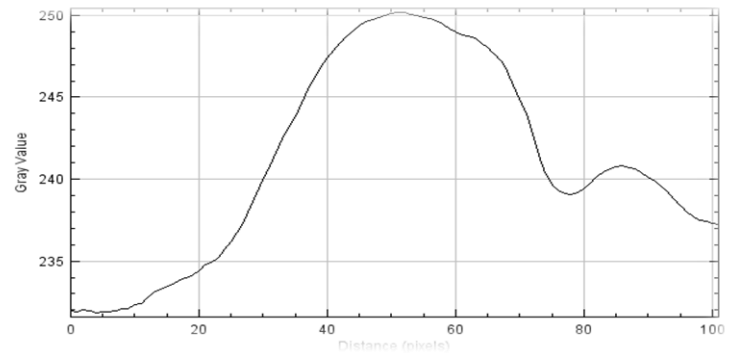
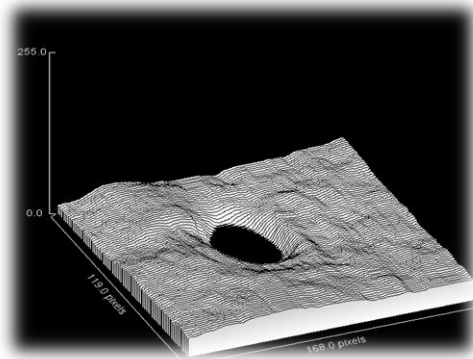
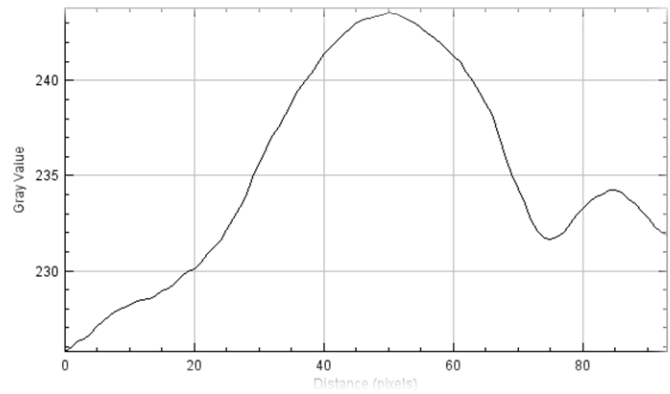
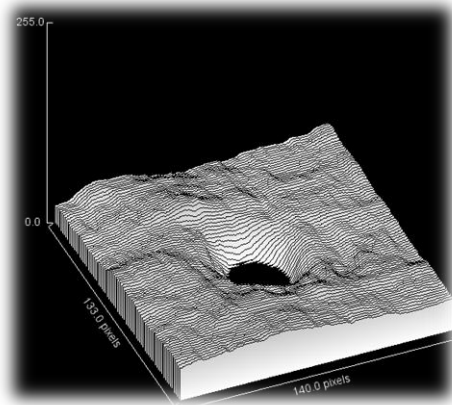


Рис. 18. Розподіл інтенсивності спекл-картин поверхні шкіри при підвищеному артеріальному тиску



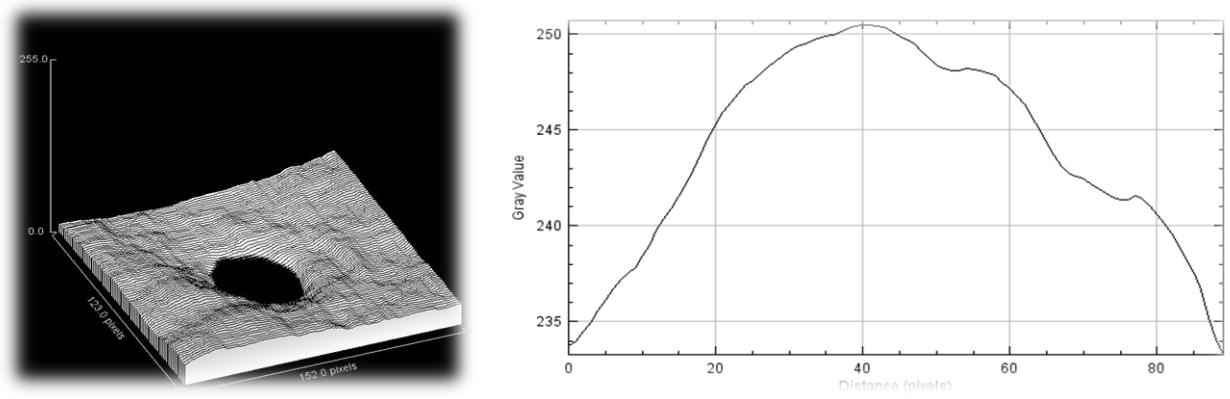


Рис. 19. Розподіл інтенсивності спекл-картин поверхні шкіри при низькому артеріальному тиску

*Висновок.* Аналіз отриманих результатів свідчить, що розподіл інтенсивності спекл-картин поверхні шкіри при різному артеріальному тиску проявляє флуктуації, тобто проявляється зв'язок між станом циркуляції крові по судинах і пульсацією спеклів шкіри.

## ВИСНОВКИ

1. Обґрунтовано фізичні основи застосування фотометричних методів та методів лазерної спекл-фотографії в біомедичних дослідженнях.

2. Обґрунтовано вибір комп'ютерної програми ImageJ, яка надає найкращі можливості для обробки результатів експериментальних, а саме візуалізувати розподіл інтенсивності лазерних динамічних спеклів.

3. Проведено експериментальні дослідження оптичних параметрів здорової шкіри та з дерматологічними відхиленнями фотометричним методом та методом лазерної спекл-фотографії із застосуванням комп'ютерної обробки отриманих спеклів. Аналіз отриманих результатів свідчить, що дерматологічні відхилення призводять до зміни оптичних параметрів шкіри і дає можливість застосовувати для ранньої діагностики захворювань шкіри.

4. Досліджено залежність флуктуації інтенсивності спеклів для людей з артеріальним тиском у нормі, схильних до гіпертонії та гіпотонії. Аналіз спекл-фотографій було виконано з використанням сучасного комп'ютерного програмного забезпечення для обробки біомедичної інформації. Розподіл інтенсивності спекл-картин поверхні шкіри при різному артеріальному тиску проявляє флуктуації, тобто проявляється зв'язок між станом циркуляції крові по судинах і пульсацією спеклів шкіри, що дає можливість застосовувати для ранньої діагностики стану серцево-судинної системи.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Современные оптические методы исследования потоков/ под. ред. Б.С. Ринкевичюса. – Оверлей, 2011. – 360 с.
2. Лазерные спекл-технологии в стоматологии. Диагностика напряжений и деформаций твёрдых биотканей, ортодонтических и ортопедических конструкций / Ю. Л. Денисова [и др.] // ИФЖ. – 2013. – Т. 86, № 4. – С. 882–893.
3. Фізичні основи біомедичної оптики: монографія / С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, П. Ф. Колісник та ін. – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 152 с.
4. Yamagushi I., Komtsy S. I. Theory and application of dynamic speckles due to in-plane object motion// Optica Acta – 1977.-V.24, N 7.- P. 705-724.
5. Tuchin V. V. Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis, SPIE Tutorial Texts in Optical Engineering. Bellingham, SPIE Press, 2000. V. TT38; 2 nd edition. Bellingham, WA, SPIE Press, 2007. V. PM 166.
6. Рябухо В. П. Спекл-інтерферометрія/В. П. Рябухо. – Соросовский Образовательный Журнал, Том 7, №5, 2001
7. Лазерное зондирование био-тканей методами динамической спекл-фотографии в квази-реальном времени / Н. Б. Базылев [и др.] // Докл. НАН Беларуси. – 2003. – Т. 47, № 4. – С. 46–50.
8. Олішевська Ю.В. Методи дослідження зміни оптичних параметрів біотканин під дією лазерного випромінювання // Актуальні проблеми методології та методики навчання фізико-математичних дисциплін. – Київ, 2018. – С. 74 – 75.
9. Тучин В. В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях / В. В. Тучин. – Саратов : Изд-во Саратов. ун-та, 1998. – 384 с.
10. Думенко В.П., Стороженко А.І., Олішевська Ю.В. Лазерні спекл-фотографічні методи для дослідження стану циркуляції крові в судинах// Strategiczne pytania swiatowej nauki. – Przemysl,2019. – С.3 – 6.
11. Tuchin V. Handbook of Optical Biomedical Diagnostics.- Bellingham. SPIE, 2002. – 1093 P.

12. Конюхов А.Л., Руководство к использованию программного комплекса ImageJ для обработки изображений/ Конюхов А.Л. Учебное методическое пособие. –Томск: кафедра ТУ, ТУСУР, 2012. – 105 с.
13. Asakura T. Dynamic laser speckle and their application to velocity measurement of diffuse object / T. Asakura, N. Takai // J. of Applied Physics. – 1981. – Vol. 25. – P. 179–194.
14. Tuchin V. V. Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis, SPIE Tutorial Texts in Optical Engineering. Bellingham, SPIE Press, 2000. V. TT38; 2 nd edition. Bellingham, WA, SPIE Press, 2007. V. PM 166.
15. Moncrieff M. Spectrophotometric intracutaneous analysis: an ew technique for imaging pigmented skin lesions /M. Moncrieff, S. Cobon, E. Claridge, P. Hall //BrJ. Dermatol.– 2002. -№ 146. – P. 448-457.
16. Олішевська Ю. В., Стороженко А. І., Думенко В. П. Фотометричні методи дослідження оптичних властивостей біотканин// Бъдещите изследвания.- София, 2019. – С. 70- 74.