

DOI: <https://doi.org/10.35681/1560-9189.2019.21.3.183722>

УДК 535.4

С. О. Шило

Інститут проблем реєстрації інформації НАН України
вул. М. Шпака, 2, 03113 Київ, Україна

Деякі аспекти практичного застосування спеклів (огляд)

Виконано огляд робіт, які охоплюють застосування методів та ідей метрології спеклів у різноманітних галузях науки та техніки. Зокрема, особливу увагу спрямовано на аналіз застосувань спеклів (біоспеклів) у біології і медицині. Заключну частину огляду присвячено роботам з дослідження динаміки спеклів в об'єктах неорганічної природи. Вказано на загальну перспективність використання спеклів як потужного не руйнуючого оптичного дослідницького методу.

Ключові слова: біоспекли, динаміка спеклів, спеклові поля.

Вступ

Якщо оптично неоднорідна поверхня опромінюється світлом, яке має високий ступінь когерентності (лазерне випромінювання), то розподіл поля розсіяної світлової хвилі буде характеризуватися специфічною гранулярною структурою, яка складається з темних і яскравих плям, що розподілені хаотично (рис. 1), і має відношення до макроскопічних властивостей поверхні. Подібний розподіл інтенсивності розсіяного поля світлової хвилі спостерігається і у випадку проходження когерентного випромінювання крізь середовища з флуктуаціями показника заломлення. Із часом, такий розподіл став називатися *спекл-структурою* (speckle pattern) або більш стисло — *спеклами* (speckles).

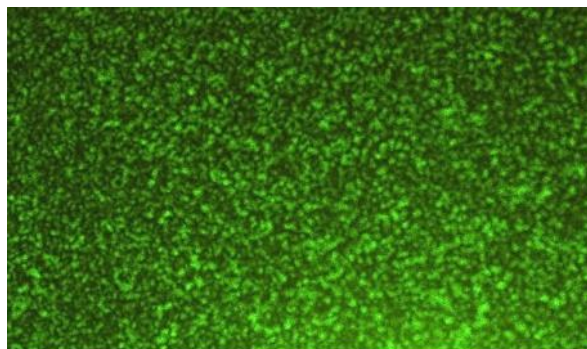


Рис. 1. Типовий вигляд спеклової структури

© С. О. Шило

Для спостереження спеклів зовсім не обов'язково використовувати як оптичний пристрій людське око або фотоапарат. Річ у тім, що спекл-структура повністю заповнює простір, що оточує поверхню опромінюваного об'єкта та може бути зареєстрована відповідним розташуванням фотографічної пластинки або ПЗЗ-матриці.

Спеклові структури, які отримані від розповсюдження світлової хвилі у вільному просторі, прийнято називати *об'єктивними спеклами*, тоді як структури, що отримуються за допомогою приладів формуючих зображення, називаються *суб'єктивними спеклами*. Взагалі, спекли виникають від стаціонарної, щодо часу, інтерференції світла, яке розсіяне ансамблем множини неоднорідних об'єктів, розпорошених неоднорідно у просторі (наприклад дифузна поверхня). Таким чином, множина розсіяних елементарних когерентних світлових хвиль, які при цьому мають хаотично розподілені амплітуди та фази, приходять одночасно в певну точку простору і утворюють спекл-структури, подібні тим, що показані на рис. 1. Потрібно зазначити, що форма освітленої області та характерний розмір індивідуальної спеклової гранули визначаються особливостями структури поверхні і апертурою оптичної системи. У випадку формування зображення певного неоднорідного об'єкта за допомогою когерентного світла, у вхідну зіницю оптичної системи попадає спекл-структура. Такий хаотичний розподіл освітлення з'являється і у вихідній зіниці, який і аналізується як дія неоднорідної поверхні на оптичну систему [1–4]. Існує ціла низка робіт, які присвячені вивченню впливу ступеня когерентності на характеристики спекл-структури [5–10].

Фізичні основи спеклових структур

Як згадувалося раніше, випадкова різниця фаз між інтерферуючими хвилями, які виходять із центрів розсіяння, мусить залишатися незмінною у спеклів, що спостерігаються. У тому випадку, коли об'єкт знаходиться в стані повільного руху, ці фази починають змінюватися з часом. Отже, спеклова структура буде повільно еволюціонувати і змінювати свою структуру. Це означає, що спеклове поле може нести інформацію про трансляційні переміщення, обертання, зміни фаз цього шорсткого або прозорого неоднорідного об'єкта. Спортон [11] був першим, хто застосував ці ідеї до вивчення спеклових полів, які виникають від динаміки нахилів, трансляцій і обертань об'єктів, тим самим започаткувавши нову область оптичної метрології.

Розглянемо деякі фізичні властивості спеклів. Вважається, що колімоване когерентне світло з довжиною хвилі λ опромінює оптично шорстку поверхню, тобто поверхню, в якій розмір усередненої варіації висот неоднорідностей є набагато більшим довжини хвилі світла (0,5 μm). Оскільки висоти неоднорідностей змінюються хаотично, то фази елементарних сферичних хвиль, що відбиваються від цієї поверхні, також змінюються випадковим чином (рис. 2).

Усі ці хвилі інтерферують у певній точці простору $P(x, y, z)$. Аналогічний розподіл спеклового поля виникає при проходженні когерентного світла крізь прозорий розсіювач. Вочевидь, що світлове поле $P(x, y, z)$ мусить бути результатом додавання великої кількості N всіх точок поверхні, що розсіює його. При освітленні повністю поляризованим, монохроматичним світлом, внесок j -го поля в точці P буде наступним:

$$u_j(P) = |u_j| \cdot e^{i\phi_j} = |u_j| \cdot e^{ir_j}, \quad (1)$$

де r_j — відстань від j -го елемента розсіювальної поверхні до точки P , яка змінюється за випадковим законом. Таким чином, комплексна амплітуда розсіяного поля в точці P може бути записана так:

$$U(P) = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{j=1}^N u_j(P) = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{j=1}^N |u_j| e^{i\phi_j} = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{j=1}^N |u_j| e^{ikr_j}. \quad (2)$$

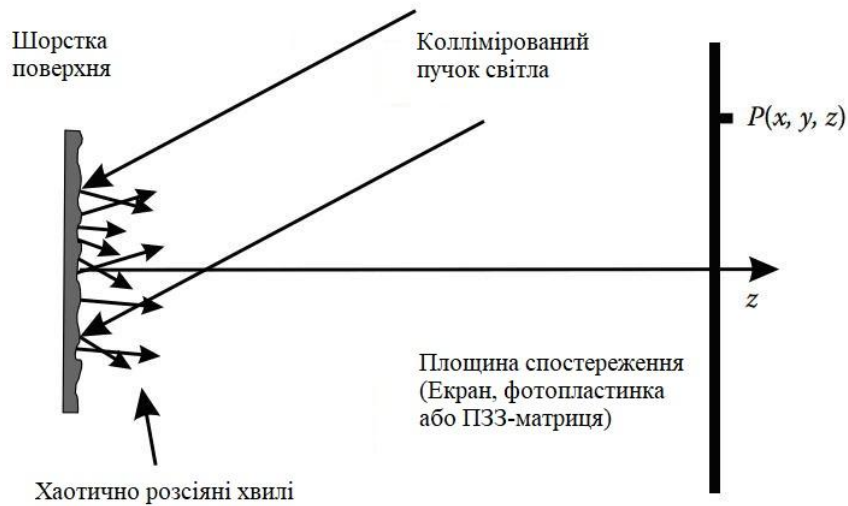


Рис. 2. Концепція спостереження спеклових полів

Додавання (2) може розглядатись як випадкове блукання в комплексній області, обумовлене випадковими фазами $\phi_j = k \cdot r_j$. Такий хаотичний рух зручно малювати графічно (рис. 3). Для застосування центральної граничної теореми необхідно допустити, що амплітуди u_j і фази ϕ_j кожного поля стохастично незалежні одна від одної, а також, що фази ϕ_j рівномірно розподілені в проміжку $(-\pi, \pi)$. Остання обставина говорить про те, що неоднорідності поверхні великі порівняно з довжиною хвилі світла, а ще, що загальна кількість центрів розсіювання N дуже велика. У свій час Гудман [12, 13] довів, що дійсна та уявна частини результуючого поля являють собою Гауссіан.

Загальну густину імовірності для цього поля можна записати так:

$$P_{r,i}(U^{(r)}, U^{(i)}) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left[-\frac{(U^{(r)})^2 + (U^{(i)})^2}{2\sigma^2}\right], \quad (3)$$

де

$$\sigma^2 = \frac{\lim_{N \rightarrow \infty}}{N} \sum_{j=1}^N \frac{\langle |u_j|^2 \rangle}{2}. \quad (4)$$

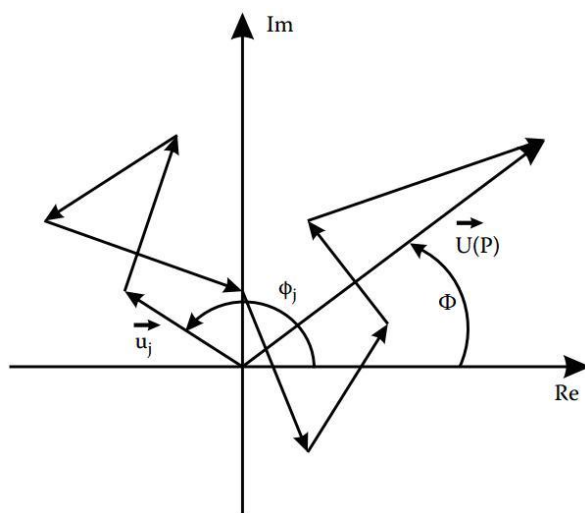


Рис. 3. Різні розсіяні поля $u_j(P)$, що зображені в комплексній площині із відповідними випадковими фазами ϕ_j , які утворюють внесок в загальне поле $U(P)$

З рівняння (3), і з урахуванням того, що інтенсивність I та фаза Φ результуючого поля може бути записана як

$$\begin{aligned} U^{(r)} &= \sqrt{I} \cos \Phi, \\ U^{(i)} &= \sqrt{I} \sin \Phi, \end{aligned} \quad (5)$$

можна записати співвідношення для густини ймовірності інтенсивності $p(I)$ та фази $p(\Phi)$ відповідно:

$$p(I) = \frac{1}{\langle I \rangle} e^{-\frac{I}{\langle I \rangle}} \text{ для } I \geq 0 \quad (6)$$

$$p(\Phi) = \frac{1}{2\pi} \text{ для } -\pi \leq \Phi \leq \pi. \quad (7)$$

У рівнянні (6) $\langle I \rangle$ позначає величину середньої інтенсивності світла у спекл-структурі. Таким чином, останні два вирази вказують на те, що інтенсивність спеклів описується від'ємним експоненційним законом, а фаза рівномірно розподілена в інтервалі $(-\pi, \pi)$. Моменти розподілення інтенсивності визначаються як

$$\langle I^n \rangle = n!(2\sigma^2)^n = n! \langle I^n \rangle. \quad (8)$$

Але для практичного опису спекл-структур застосовується момент другого порядку та дисперсія (варіація):

$$\langle I^2 \rangle = 2\langle I \rangle^2 \text{ та } \sigma_I^2 = \langle I^2 \rangle - \langle I \rangle^2 = \langle I \rangle^2. \quad (9)$$

Останнє співвідношення чітко вказує на те, що стандартне відхилення для спеклової структури в поляризованому світлі дорівнює середній інтенсивності.

Важливішим чинником ступеня модуляції спеклової структури є контраст, який визначається таким співвідношенням:

$$C = \frac{\sigma_I}{\langle I \rangle}. \quad (10)$$

Цікаво зазначити, що контраст спеклової структури для поляризованого когерентного випромінювання завжди дорівнює одиниці. Тут також необхідно згадати такий параметр як розмір поодинокого спекла. Розрізняють латеральний (у площині зображення) і аксіальний розміри спеклової плями [14]. Перший визначається співвідношенням

$$\delta = \frac{\lambda}{\alpha}, \quad (11)$$

де α — апертурний кут. Другий записується так:

$$\delta z = 4 \cdot \frac{\lambda}{\alpha^2}. \quad (12)$$

Таким чином, типовий розмір спеклових гранул визначається довжиною хвилі когерентного світла і апертурою оптичної системи та, безумовно, дифракційною природою світла, яка є основою для двох попередніх чинників.

Інформаційні характеристики спеклів

З появою голографії, на початку 60-х, спекли розглядались як джерела шуму, дія яких призводила до погіршення якості голограм. Тим не менш, виявлення тієї обставини, що спеклова картина достатньо чутлива до появи різноманітних переміщень поверхні розсіювання, призвело до виникнення нового оптичного напрямку — спеклової метрології. Невдовзі були розвинені новаторські підходи до вимірів шорсткості поверхонь [15], аналізу руху поверхонь [16] і обробки зображень [17]. Пізніше спеклові технології стали використовуватися в астрономії з метою покращити роздільну здатність телескопів, яка погіршується від турбулентності атмосфери, і максимально наблизитися до дифракційної межі цих пристроїв [18]. В основу спеклової інтерферометрії покладений принцип подвійної експозиції [19]. Суть його полягає в наступному. Візьмемо деяку спеклову структуру $D(\eta, \xi)$, що реєструється на фотоплівку високої роздільної здатності. Тут η та ξ — координати в площині розташування зображення об'єкта (розташування плівки). За деякий час об'єкт зміщується на певну відстань ξ_0 в напрямку ξ . Для визначення зміщення відбувається експонування спеклового поля знову. Результуюча інтенсивність, що фіксується фотопластинкою, є

$$I_{tot} \propto D(\eta, \xi) + D(\eta, \xi - \xi_0), \quad (13)$$

і може бути записана як згортка спеклової діаграми з двома дельта-функціями Дірака, які зміщені на відстань ξ_0 одна від одної:

$$I_{tot} \propto D(\eta, \xi) \otimes [\delta(\eta, \xi) + \delta(\eta, \xi - \xi_0)]. \quad (14)$$

Після проявлення плівки та освітлення її однорідним і колімованим лазерним променем, що розповсюджується вздовж оптичної осі, розподіл поля у фокальній площині об'єктива буде Фур'є-перетворенням, яке і аналізується у подальшому.

Отже інтенсивність буде пропорційною спектру просторових частот $F(D(u, v))$ згаданої спеклової структури, який модулюється косинусною функцією:

$$I(u, v) \propto F(D(u, v))^2 \cdot \cos^2 \left[\frac{k \cdot v \cdot \xi_0}{2} \right], \quad (15)$$

де v — координата у Фур'є-площині, яка асоціюється з ξ , а $k = 2\pi/\lambda$ — хвильове число.

Просторова частота інтерференційних смуг, що модулюють спектр спеклового поля, кодує інформацію про трансляційні переміщення площини в зазначеному напрямку. А саме з нахождення періоду модуляції знаходиться само зміщення ξ . Щойно описана методика називається спекл-фотографією.

Ще одним продуктивним проявом спеклової фотографії є спеклова інтерферометрія, яку вперше було запропоновано в [16]. Даний напрямок оснований на тому факті, що вся необхідна інформація про спеклову структуру закодована в кореляційній функції спеклового поля, і згідно із сучасною термінологією називається *електронною інтерферометрією спеклових структур* (electronic speckle pattern interferometry, ESPI), або по іншому — *телевізійною голографією* (TV holography) [20–22]. Базова схема цього методу показана на рис. 4 і фактично являє собою інтерферометр із цифровою обробкою сигналу, де в одному із плечей знаходиться піддослідний зразок (джерело спеклового поля).

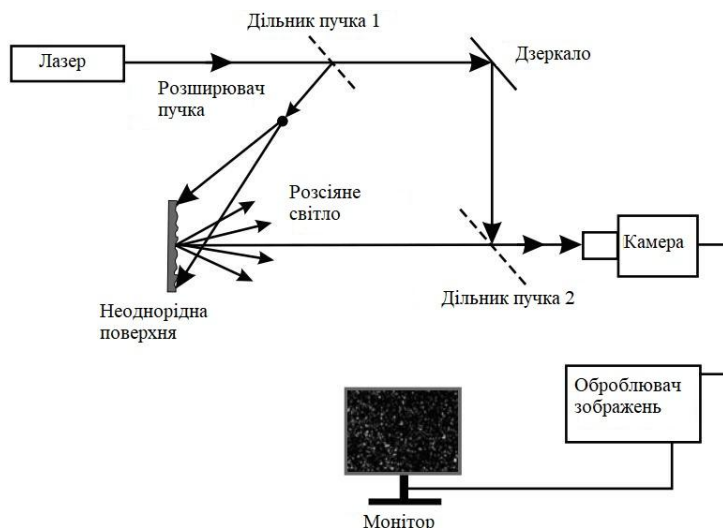


Рис. 4. Експериментальна реалізація методу електронної інтерферометрії спеклових структур

Єдиною важливою умовою, що пред'являється до оптичної системи, є вимога малості числової апертури, щоби розмір поодинокого спекла був більшим за

розмір окремого пікселя ПЗЗ-матриці. В іншому випадку, якщо спекл попаде в середину пікселя детектора, то це призведе до погіршення контрасту всієї спеклової структури.

Розглянемо результат дії інтерференції двох сигналів у певній точці ПЗЗ-матриці. Нехай перший відповідає сумарній комплексній амплітуді від розсіювального об'єкта $U_0(r)$, а другий — від опорного когерентного пучка $U_R(r)$:

$$U_0(r) = u_0(r) \cdot e^{i\phi_0(r)}, \quad (16)$$

$$U_R(r) = u_R(r) \cdot e^{i\phi_R(r)}. \quad (17)$$

Величини u_0 та ϕ_0 для оптично шорсткої поверхні змінюються випадковим чином, при цьому загальне поле I_1 на детекторі може бути записано так:

$$I_1(r) = U_0 U_0^* + U_R U_R^* + U_0 U_R^* + U_R U_0^*. \quad (18)$$

Введемо деяку зміну фази $\varphi(r)$, що пов'язана зі зміщенням або деформацією об'єкта. Тоді нова комплексна амплітуда поля об'єкта буде

$$U_0'(r) = u_0(r) \cdot e^{i[\phi_0(r) + \varphi(r)]} = U_0(r) \cdot e^{i\varphi(r)}. \quad (19)$$

Інтенсивність світла, що реєструється детектором, матиме вигляд:

$$I_2(r) = U_0' U_0'^* + U_R U_R^* + U_0' U_R^* \cdot e^{i\varphi(r)} + U_R U_0'^* \cdot e^{-i\varphi(r)}. \quad (20)$$

Різниця зазначених останніх виразів дає результуючу інтенсивність

$$I(r) = I_2(r) - I_1(r) = U_0 U_R^* (1 - e^{i\varphi(r)}) + U_R U_0^* (1 - e^{-i\varphi(r)}). \quad (21)$$

Рівняння (21) наочно демонструє той факт, що інтенсивність сигналу буде нульовою в точках, де $\varphi(r) = 2\pi \cdot n$, $n \in \mathbb{Z}$, тоді як для інших фазових змін $I(r)$ буде являти собою синусоїдальну функцію, що приймає значення між нульовою і максимальною величинами, і ці саме величини будуть представлені у числовому вигляді в пам'яті процесора, що обробляє зображення і, нарешті виводить данні на екран монітора. Зони, для яких $\varphi(r) = 2 \cdot (n + 1)\pi$, можуть бути взяті за геометричні точки, в яких нова інтерференційна картина має максимальну інтенсивність. Цікаво, але негативна інтенсивність не може бути показана на відеомоніторі. Таким чином, співвідношення (21) візуалізується як його модуль на екрані монітора.

Необхідно згадати про ще один важливий напрямок науки про спекли, а саме про спеклові поля, що розвиваються у часі (*динамічні спекли*), які виникають від рухомих об'єктів і від розсіювачів зі змінним показником заломлення [23, 24]. Методологія динамічних спеклів дозволяє ефективно вирішувати задачі, що пов'язані з динамікою змін у насінні [25], гниттям фруктів [26], паразитарною активністю [27] і багато інших.

Метод моментів інерції

Одним із головних методів, що характеризують еволюцію спеклів у часі, є метод, що побудований на аналізі матриці співпадіння подій (МСП), елементами

якої виступають обраховані піксельні інтенсивності спеклів [28–30]. Побудова такої матриці базується на аналізі матриці часової історії спеклової структури (МЧІСС) (time history speckle pattern, THSP). Саме в цій матриці знаходиться інформація про динаміку спеклової структури, що отримується від об'єкта. Для кожної стадії явища аналізується зображення за допомогою камери, що з'єднана з комп'ютером. Кожне зображення оцифровується до восьми бітних рівнів. Далі відбувається усереднення значень уздовж кожного рядка, і отримані значення записуються в першу колонку матриці МЧІСС. Далі процедура повторюється на наступній стадії еволюції об'єкта, а результат записується до другої колонки. Указана матриця $m \times n$ буде сформована по завершенні останньої фази експерименту. Отже, m являє собою лінію часової історії для кожного пікселя з колонки n від кожної спеклової структури. Наступним кроком є побудова і аналіз МСП.

Часто МСП ще називають матрицею спільної зустрічальності (МСЗ). Фактично, матрицю співпадінь подій можна визначити наступним чином:

$$МСЗ = [N_{ij}]. \quad (22)$$

Елементи N матриці МСЗ утворюються як аналіз послідовних часових точок уздовж рядків матриці МЧІСС, а саме: скільки елементів рядка в одній часовій точці змінили інтенсивність з i до j при переході до наступної точки.

Це є певна варіація методу просторового розподілення сірого, і зазвичай застосовується для аналізу структури зображень [31]. У випадку просторового розподілу головна діагональ матриці відповідає гомогенному розподілу інтенсивностей, а ненульові елементи, що розташовані поодаль від цієї діагоналі, являють собою область висококонтрастних співпадінь.

Якщо інтенсивність не змінюється, тоді тільки ненульові елементи матриці знаходяться на її головній діагоналі. Але як тільки зразок виявить деяку активність (інтенсивність буде змінюватися у часі), то число N , розташоване поза діагоналлю, збільшується, і матриця починає входити у «хмару». Термін хмара, тут стосується при візуалізації елементів матриці співпадінь. Доцільно виконати наступне нормування матриці МСЗ:

$$M_{ij} = \frac{N_{ij}}{\sum_j N_{ij}}, \quad (23)$$

тоді сума компонент кожного ряду буде дорівнювати одиниці.

На практиці користуються наступною модифікацією матриці співпадінь. Виконується оцінка розкиду значень матриці навколо її головної діагоналі:

$$MI = \sum_{i,j} M_{ij} (i - j)^2. \quad (24)$$

При цьому, величина MI отримала назву *моменту інерції*, згідно до аналогії з подібною процедурою в класичній механіці. Варто зазначити, що вимірювання MI є корисним інструментом для оцінки повної спеклової активності в самих різноманітних біологічних і небіологічних застосуваннях науки про спекли.

Застосування спеклів у медицині та біології (біоспекли)

Зображення біоспеклів зазвичай отримують у двох геометріях (рис. 5) — геометрії розсіювання назад (back-scattering speckle) та геометрії розсіювання вперед (forward scattering speckle).

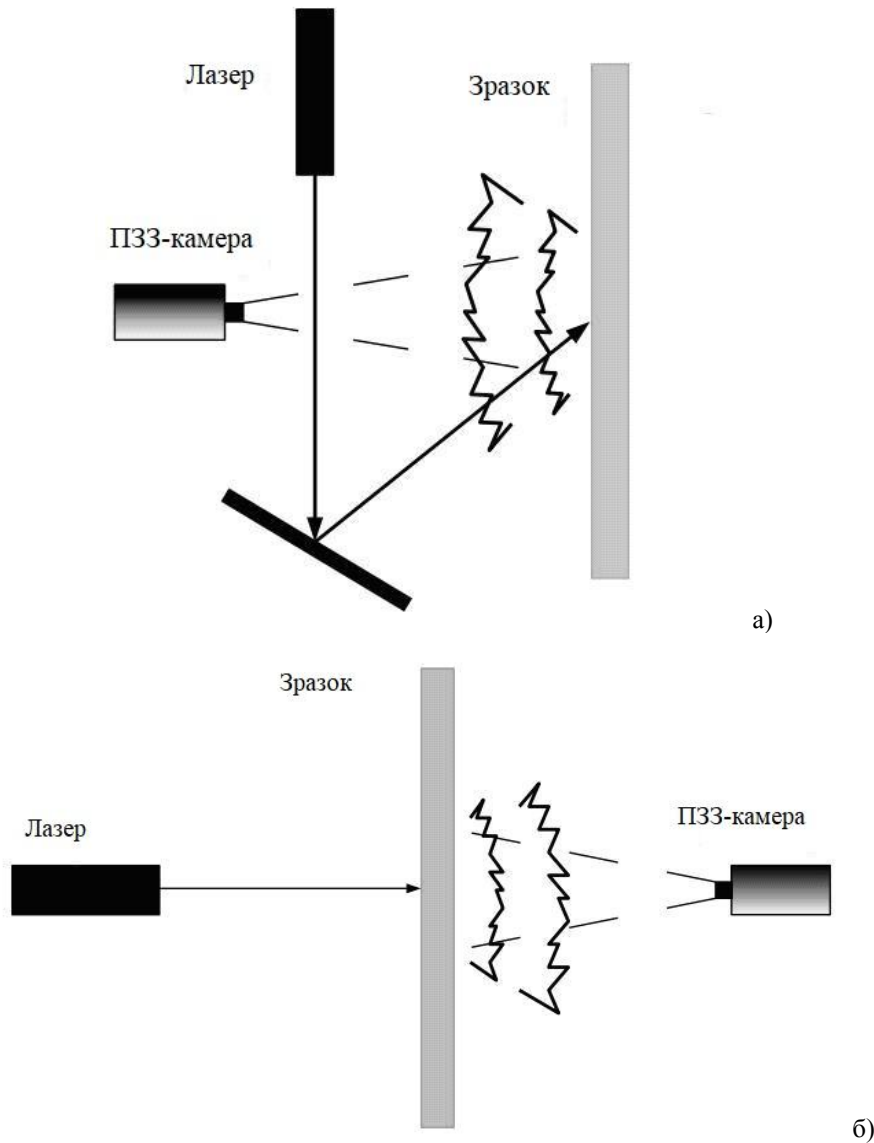


Рис. 5. Геометрії дослідження спеклових структур: а) розсіювання назад; б) розсіювання вперед

Деякі біологічні об'єкти, такі як насіння, фрукти та продукти харчування, є непрозорими. Тому геометрія розсіювання світла назад є більш ефективною для вимірювань світлових полів. Іноді, біологічні частинки розчинені у рідинах. Таким чином, у цьому випадку є більш прийнятною геометрія розсіювання вперед.

Існує велика кількість публікацій, присвячених використанню методів аналізу спеклів для вивчення важливих чинників людського тіла. Найбільш ранні робо-

ти в цьому напрямку з'явилися ще в 70-х роках минулого століття [32] в особі методу *Аналізу контрасту лазерних спеклів* (Laser speckle contrast analysis, LASCA). Як доповнення до LASCA, застосовувався також метод зображення лазерних спеклів (Laser speckle imaging, LSI) [33]. Так, для дослідження капілярного кровотоку щурів і свиней [34–38], а також людини [39–42] використовувався метод аналізу активності спеклів. У ході зазначених досліджень було встановлено, що метод динамічних спеклів є надійним інструментом у вимірюванні кров'яного тиску всередині біологічних тканин, не зважаючи на суттєвий внесок в активність спеклів оточуючих тканин і судин. Більш того, в [36] продемонстровано можливості вимірювання мозкового кров'яного потоку крізь частинно прозору нерозкрити частину черепа щура за допомогою методу часового контрасту. При цьому результати вимірів доповнювалися щадним хірургічним проникненням всередину черепа щура для прямого виміру концентрації гемоглобіну та внутрішнього черепного тиску. Необхідно відзначити, що саме ефект Допплера грає головну роль у вимірі параметрів капілярного кров'яного потоку методом аналізу поведінки динамічних спеклів [43]. Спекловий аналіз, у його динаміці, з успіхом застосовується у вивченні процесів мікроциркуляції у сітківці ока [44], у дослідженні атеросклеротичних бляшок на аорті людини в судмедекспертизі [41], а також в аналізі суспензій еритроцитів [39]. Існують результати із застосування методу динамічних спеклів в ендоскопічних дослідженнях і лазерній візуалізації внутрішніх тканин [45]. У [46] була успішно проведена ендоскопія тканин коліна. Метод ендоскопічного лазерного спеклового зображення (Endoscopic laser speckle imaging, eLSI) плідно застосовується для оцінок пошкоджень шкіри [47] і для об'єктивної оцінки ступеня її термічної модифікації (опіки) [48].

Вивчення кровопостачання тканин засновано на обробці сигналу флуктуації інтенсивності $I(t)$ стосовно до кожного пікселя зображення [49]. Зі спектра сигналу $S(\nu)$ розраховуються нульовий і перший моменти (M_0 та M_1 відповідно):

$$S(\nu) = \left| \int_0^{\infty} I(t) \exp(-i2\pi\nu t) dt \right|^2. \quad (25)$$

Нульовий момент відображає поведінку середньої концентрації $\langle n \rangle$ рухомих частинок у зразку:

$$\langle n \rangle \propto M_0 = \int_0^{\infty} S(\nu) d\nu. \quad (26)$$

Таким чином, кровотік може бути записаним як добуток концентрації частинок $\langle n \rangle$ на їхню середньоквадратичну швидкість V_{rms} :

$$\text{Кровотік(Потік)} = \langle n \rangle \cdot V_{rms} = M_1 = \int_0^{\infty} \nu \cdot S(\nu) d\nu. \quad (27)$$

Важливим практичним застосуванням спеклів є оцінка вмісту води в біологічних тканинах. Так, зокрема, в сільському господарстві є проблема визначення кількості води в насінні рослин. Відомо, що, на відміну від рослин, кількість води

в насінні вкрай незначна. Вміст води в насінні залежить від ступеня їхньої зрілості і буде визначати всі процеси, що йдуть у ньому. Гарантією придатності до зберігання буде вміст води в 10–13 %, у той же час, основна атака з боку мікроорганізмів на насіння виникає, якщо кількість води буде від 18 до 45 % [50]. На рис. 6 показана залежність моменту інерції елементів спеклового поля від часу сушіння для живого і неживого насіння, отримана методом аналізу динамічних спеклів [51–53].

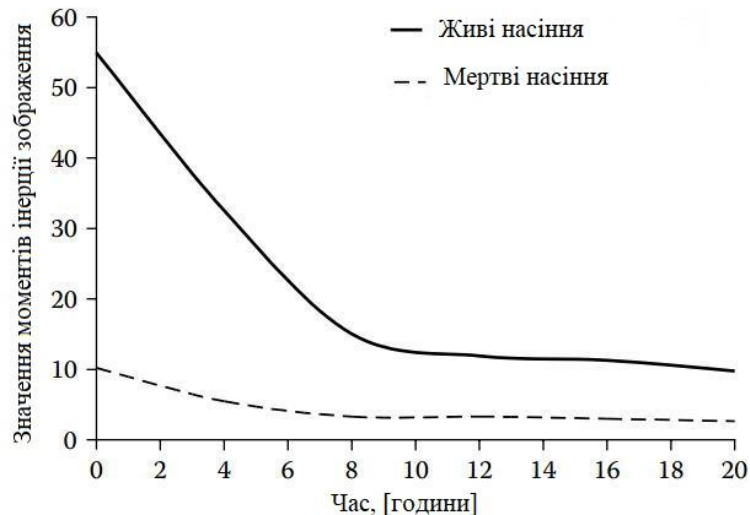


Рис. 6. Динаміка моментів інерції спеклового поля від часу для бобового насіння [53]

Результати даної роботи мають безперечну практичну цінність як для оцінки якості партій насіння, так і для підготовки їх до подальшого зберігання після збору врожаю.

Роботи [54–56] присвячені застосуванню спеклів до аналізу фертильної здатності людини та тварин. Так із даних [55] випливає, що зразки гамет тварин з високою фертильною здатністю мають більш високу активність спеклів (приблизно на 30 % за методом моментів) порівняно з особинами, у яких низька рухливість сперматозоїдів.

Цікавим застосуванням спеклової технології є аналіз харчових, як втім, і будь-яких суспензій. Області, в яких необхідна процедура оптимізації суспензивних сумішей у динаміці, можуть використовувати методологію вимірювання динамічних спеклів. Відомо, що емульсії є основою великого числа як природних, так і штучних матеріалів. Перш за все, це продукти харчування (молоко, сметана, вершки, майонез, масло), фармакологічні препарати, всі біологічні рідини, агрохімікати та косметика [57]. Усі ці продукти виникають у процесі змішування мінімум двох рідин, які не змішуються. І одна з них існує всередині другої у формі маленьких кульок. При цьому, оточуючий їх шар називається зовнішньої фазою. Характерним прикладом такої системи є морозиво, яке представляє собою колоїдну систему, що складається з кристалів льоду, бульбашок повітря, частково коалесцірованих крапельок жиру та переохолодженої води. В процесі приготування морозива необхідно сформувати та стабілізувати його структуру, яка визначається

її твердістю, стійкістю до танення і текстурою. Технологічні кроки включають у себе нагрів, гомогенізацію, пастеризацію, дозрівання, заморожування та затвердіння [58]. Додавання цукру знижує температуру замерзання (кріоскопічний ефект) суміші і, значною мірою, впливає на в'язко-еластичну поведінку морозива. Автори [58] проаналізували динаміку спеклів за допомогою методу моментів і отримали досить точну кореляцію динаміки всіх фаз зміни морозива зі значеннями матриці моментів (рис. 7).

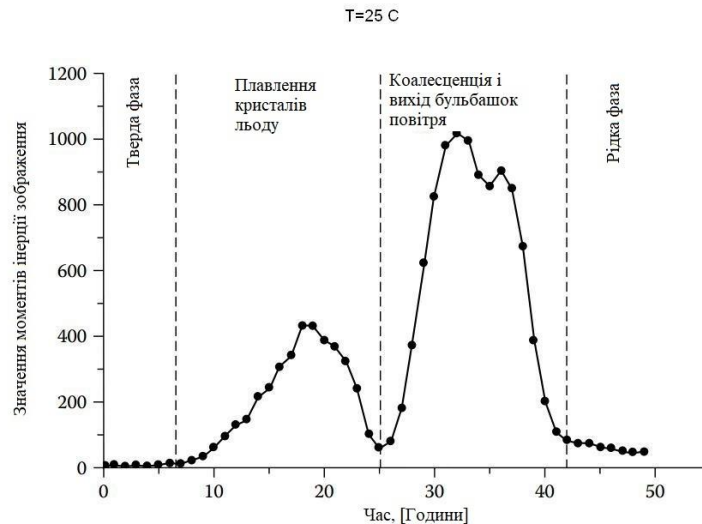


Рис. 7. Динаміка всіх фаз зміни морозива, що отримана з аналізу моментів інерції зображення спеклового поля

Спеклові поля небіологічних об'єктів

Методика дослідження спеклових полів може бути сміливо віднесена до не-деструктивних засобів вивчення як поверхневих, так і об'ємних властивостей матеріалів. Ці методи застосовувалися для моніторингу деформацій, зсувів, вібрацій, напруг, процесів окислення, висихання фарб, випаровування, втрати маси. Традиційно небіологічні матеріали є об'єктами з низькою прозорістю (чорнило, метали в стані корозії, цемент у стані гідратації, піни тощо), що накладає відповідні обмеження на застосування геометрії прямого розсіювання світла. Проте, розробникам удалося створити комерційний продукт під назвою HORUS® [59], який використовує методологію динамічних спеклів для кількісної оцінки процесів еволюції шарів фарб і чорнила в реальному масштабі часу. У цьому пристрої реалізовані геометрії для розсіювання світла як назад, так і вперед. Отримані дані аналізуються за Евклідовою відстанню між інтенсивностями в кожній парі пікселів зображення:

$$d = \sqrt{\sum_{x=0}^{\dim x-1} \sum_{y=0}^{\dim y-1} [I_2(x, y) - I_1(x, y)]^2}, \quad (28)$$

де $\dim x$ та $\dim y$ є розмірностями кожного зображення, а I — інтенсивність кожного пікселя координат x та y . Можна показати, що коли d приймає максима-

льне значення, то це відповідає повністю некорельованому спекловому зображенню. Необхідно відзначити, що вираз (38) може застосовуватися замість традиційної кореляційної функції, її обчислення виконується набагато швидше.

За допомогою аналізу спеклової картини, одержуваної від поверхні металу, можна отримувати інформацію про процеси корозії, які відбуваються на його поверхні. Як відомо, корозією називається руйнування матеріалу при його взаємодії з навколишнім середовищем, головним чином з водою і киснем. Корозія металу або сплаву може бути зосереджена локально у формі канавок або тріщин, а може поширюватись уздовж широкої області поверхні металу. Для вивчення корозії застосовується, в основному, техніка кореляційного аналізу зображення в реальному масштабі часу [60]. Теоретичні роботи з аналізу спеклових полів у сталі були виконані Бегеманом [61]. Існує ще один аспект застосування спеклового аналізу для вивчення властивостей небіологічних матеріалів. Важливим завданням є дослідження старіння матеріалів, на (в) яких ідуть процеси кристалізації солей (*ефлоресценція*). Це важливо в областях, де активно застосовуються матеріали з каменю. Іноді досить декілька циклів кристалізації солі, щоб кам'яний зразок повністю зруйнувався. Тому часто необхідно здійснювати безперервний моніторинг об'єкта, побудованого з каменю. Занетта та Фачіні [62] застосували метод аналізу локальної кореляції спеклів у дослідженні процесів ефлоресценції у промислово-му камінні. Кореляційний коефіцієнт є пропорційним швидкості, з якою водний розчин випаровується, а порошкоподібна сіль з'являється на поверхні каменя. Експерименти виконувалися за схемою зворотного розсіювання світла, оскільки об'єкти не були прозорими. Порівнювались інтенсивності пари зображень I_1 та I_2 , а також їхнє середнє значення m . Для цього обчислювалася відповідна декореляція цих зображень ρ :

$$\rho = 1 - \frac{\langle (I_1 - I_2)^2 \rangle}{2m^2}. \quad (29)$$

Кутові дужки в (29) вказують на процедуру усереднення. Згідно із розподілом коефіцієнта ρ визначались області інтенсивної ефлоресценції.

Не менш важливою сферою застосування спеклового аналізу представляється моніторинг стабільності піни. Ці матеріали широко увійшли в життя сучасної людини. Вони присутні в будівельних клеях, пиві, каві, кондитерських кремах, засобах для гоління та миття посуду, у вогнегасниках і багатьох інших речах. Отже, моніторинг стабільності пін буде корисним застосуванням для багатьох областей індустрії.

Піною називається велика дисперсія газу в рідині. З точки зору фізичної хімії, вони є колоїдами. Подібно до всіх емульсій, піни термодинамічно нестабільні і втрачають свої властивості з часом. Швидкість зменшення бульбашок у піні визначається трьома фізичними явищами: висушуванням, коалесценцією і самоокисленням. Тому активність спеклових полів, що отримуються від пін, обумовлюється зміною розмірів розсіювачів, розривами бульбашок і їхнім перерозподілом. На прикладі пін для гоління в [63, 64], за допомогою методу моментів інерції, була встановлена кореляція якісних і неякісних пін з відповідними спекловими кар-

тинами. В [65] проведено дослідження процесів застигання бетону методом аналізу динамічних спеклів.

Висновки

Існує величезна кількість прикладних областей, де аналіз спеклових полів може служити корисним застосуванням у задачах відповідних безконтактних метрологічних вимірювань. Серед недоліків описаних методів потрібно зазначити відсутність універсального експериментального обладнання, чутливість результатів до вібрацій установки та необхідність дотримання певних вимог щодо затемнення досліджуваного простору, що на даний час звужує поле застосування спеклів до умов метрологічної лабораторії. Проте, при збільшенні чутливості детекторного устаткування, в майбутньому очікується істотне розширення області застосування спеклового аналізу.

1. Allen L., and Jones D.G.C. An analysis of the granularity of scattered optical maser light. *Phys. Lett.* 1963. **7**. P. 321–323.
2. Considine P.S. Angular dependence of radiance of rough surfaces in imaging systems. *J. Opt. Soc. Am.* 1966. **56**. P. 877–883.
3. Isenor R., Object-image relationships in scattered laser light. *Appl. Opt.* 1967. **6**. P. 163–164.
4. Enloe L.H. Noise-like structure in the image of diffusely reflecting objects in coherent illumination. *Bell Sys. Tech. J.* 1967. **46**. P. 1479–1489.
5. Martienssen W., and Spiller E. Coherence and fluctuations in light beams. *Am. J. Phys.* 1964. **32**. P. 919–926.
6. Mas G., Palpacuer M. Laser speckle pattern; experimental verification. *Nouvelle Revue de Optique.* 1976. **7**. P. 27–32.
7. Mas G. Optimal distribution of multiple exposures in speckled image subtraction setups. *Rev. Optics.* 1969. **6**. P. 15–19.
8. Dainty J.C. Some statistical properties of random speckle patterns in coherent and partially coherent illumination. *Optica Acta.* 1970. **17**. P. 761–772.
9. Parry G. Speckle patterns in partially coherent light, in *Laser Speckle and Related Phenomena*, 2nd ed./Dainty J.C., Ed. Springer Verlag, New York, 1984. 121 p.
10. Gaggioli N.G. *Comptes Rendus Acad. Sc. Paris.* 1972. **275B**. P. 727–730.
11. Sporton T.M. The scattering of coherent light from a rough surface. *Br. J. Appl. Phys. (J. Phys. D).* 1969. **2**. P. 1027–1034.
12. Goodman J.W. Some fundamental properties of speckle. *J. Opt. Soc. Am.* 1976. **66**. P. 1145–1150.
13. Goodman J.W. Statistical properties of laser speckle patterns, in *Laser Speckle and Related Phenomena*. 2nd ed./Dainty J.C., Ed. Springer Verlag, New York, 1984. 280 p.
14. Françon M. *Laser Speckle and Applications in Optics*. Academic Press, New York, 1979. 174 p.
15. Lèger D., and Perrin J.C. Optical surface roughness determination using speckle correlation technique. *Appl. Opt.* 1975. **14**. P. 872–877.
16. Leendertz J.A. Interferometric displacement measurement on scattering surfaces utilizing speckle effect. *J. Phys. Eng. (Sci. Inst.)*. 1970. **3**. P. 214–218.
17. Debrus S. et al. Interference and diffraction phenomena produced by a new and very simple method. *Appl. Opt.* 1969. **8**. P. 1157–1160.
18. Dainty J.C. *Laser Speckle and Related Phenomena* 2nd ed./Dainty J.C., Ed. Springer Verlag, New York, 1984. 349 p.
19. Burch J.M., and Tokarsky J.M.J. Production of multiple beam fringes from photographic scatters. *Optica Acta.* 1968. **15**. P. 101–104.
20. Butters J.N., and Leendertz J.A., Holographic and video techniques applied to engineering measurement. *Trans. Inst. Meas. Ctrl.* 1971. **4**. P. 349–354.

21. Macovski A., Ramsey S.D., and Schaefer L.F. Time-lapse interferometry and contouring using television systems. *Appl. Opt.* 1971. **10**. P. 2722–2727.
22. Speckle Metrology/Stroh R.S. Ed., Marcel Dekker, New York, 1993. 1730 p.
23. Briers J.D. The statistics of fluctuating speckle patterns produced by a mixture of moving and stationary scatterers. *Opt. Quantum Electron.* 1978. **10**. P. 364–366.
24. Briers J.D. Laser doppler and time-varying speckle: A reconciliation. *J. Opt. Soc. Am.* 1996. **A13**. P. 345–350.
25. Arizaga R. et al. Display of local activity using dynamic speckle patterns. *Opt. Eng.* 2002. **41**. P. 287–294.
26. Pajuelo M. et al. Bio-speckle assessment of bruising in fruits. *Opt. Lasers Eng.* 2003. **40**. P. 13–24
27. Pomarico J.A. et al. Speckle interferometry applied to pharmacodynamics studies: Evaluation of parasite motility. *Europ. Biophys. J.* 2004. **33**(8). P. 694–699.
28. Haberacker P., *Digitale Bildverarbeitung Grundlagen und Anwendungen/Hanser C., Ed. Verlag, Munchen, 1985. 377 p.*
29. Zobrist A., and Thompson W. Building a distance function for gestalt grouping. *IEEE Transac. Comp.* 1975. **24**(4). P. 718–728.
30. Kruger R., Thompson W., and Turner A.F. Computer diagnosis of pneumoconiosis. *IEEE Transac. Sys., Man Cybern.* 1974. **4**. P. 40–49.
31. Allam S., Adel M., and Refregier P. Fast algorithm for texture discrimination by using a separable ortonormal decomposition of the co-occurrence matrix. *Appl. Opt.* 1997. **36**. P. 8313–8321.
32. Goodman J.W. Statistical properties of laser speckle patterns. Technical Report No 2303-1. Stanford Electronics Laboratories, Stanford University, 1963. 140 p.
33. Bray R.C. et al. Endoscopic laser speckle imaging of tissue blood flow: Application in the human knee. *J. Orthop. Res.* 2006. **24**. P. 1650–1659.
34. Li N. et al. Cortical vascular blood flow pattern by laser speckle imaging. In 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society/Hopkins J., Ed. Baltimore, 2005. P. 3328–3331.
35. Winchester L.W., and Chou N.Y. Blood velocity measurements using laser speckle imaging, in 26th Annual International Conference. IEEE EMBS, San Francisco, 2004. P. 1252–1255.
36. Li P. et al. Imaging cerebral blood flow through the intact rat skull with temporal laser speckle imaging. *Opt. Lett.* 2006. **31**(12). P. 1824–1826.
37. Dunn A.K. et al. Simultaneous imaging of total cerebral hemoglobin concentration, oxygenation, and blood flow during functional activation. *Opt. Lett.* 2003. **28**(1). P. 28–30.
38. Cheng H. et al. Efficient characterization of regional mesenteric blood flow by use of laser speckle imaging. *Appl. Opt.* 2003. **42**(28). P. 5759–5764.
39. Pop C.V.L., Vamos C., and Turcu I. Fluctuations of light scattered on human erythrocytes — A statistical analysis. *Rom. Jour. Phys.* 2005. **50**(9). P. 1207–1212.
40. Fujii H. et al. Blood flow observed by time-varying laser speckle. *Opt. Lett.* 1985. **10**(3). P. 104–106.
41. Tearney G.J., and Bouma B.E. Atherosclerotic plaque characterization by spatial and temporal speckle pattern analysis. *Opt. Lett.* 2002. **27**(7). P. 533–535.
42. Aizu Y., and Asakura T. Bio-speckle phenomena and their application to the evaluation of blood flow. *Opt. Laser Tech.* 1991. **23**. P. 205–219.
43. Zhao Y. et al. Point-wise and whole-field laser speckle intensity fluctuation measurements applied to botanical specimens. *Opt. Lasers Eng.* 1997. **28**. P. 443–456.
44. Konishi N., and Fujii H. Real-time visualisation of retinal microcirculation by laser flow-graphy. *Opt. Eng.* 1995. **34**(3). P. 753–757.
45. Forrester K.R. et al. Endoscopic laser imaging of tissue perfusion: New instrumentation and technique. *Lasers Surg. Med.* 2013. **33**. P. 151–157.
46. Fujii H. et al. Evaluation of blood flow by laser speckle image sensing. *Appl. Opt.* 1987. **26**. P. 5321–5325.
47. Stewart C.J. et al. A comparison of two laser-based methods for determining of burn scar perfusion: Laser doppler versus laser speckle imaging. *Burns.* 2005. **31**. P. 744–752.
48. Zimnyakov D.A. et al. Monitoring of tissue thermal modification with a bundle-based full-field speckle analyzer. *Appl. Opt.* 2006. **45**. P. 4480–4490.

49. Wardell K., Jakobsson A., and Nilsson G.E. Laser Doppler perfusion imaging by dynamic light scattering. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1993. **40**(4). P. 309–316.
50. Braga R.A. et al. Seeds characterization by dynamic speckle patterns: A proposal. In *Biological Quality and Precision II SPIE*. Boston, 2000. 351 p.
51. Braga R.A. Development of a model for the biospeckle applied to analyze been seed. *Int. J. Agric. Research*. 2015. **3**. P. 411–420.
52. Enes A.M. et al. Biospeckle laser em tecidos vivos e tecidos mortos de sementes de feijao (*Phaseolus vulgaris* L.) durante a perda de agua. In *XXXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Agricola, SBEA, Canoas, 2005*. 285 p.
53. Braga R.A. et al. Potencial do bio-speckle laser para avaliacao da viabilidade desementes. *Cien. Agrotec.* 2001. **25**(3). P. 645–649.
54. Nascimento J.M. et al. Analysis of sperm motility using optical tweezers. *J. Biomed. Opt.* 2006. **11**(5). P. 4401–4403.
55. Urban C., and Seitz P. Measuring apparatus for measuring concentration and motility of light scattering particles, has cross correlator for receiving signals from photo-detectors and processing mechanism for deriving components of velocity distribution. Patent EP1464966-A1. 2004.
56. Eskov A.P., Arefev I.M., and Gurilev O.M. Laser semen mobility and activity analyser —has output from photoreceiver converted into pulses for count divided to record proportion of mobile spermatozoids multiplied by velocity. Patent SU1154619-A. 1985.
57. Novales B. et al. Characterization of emulsions and suspensions by video image analysis, Colloids Surf. *A Physicochem. Eng. Asp.* 2013. **221**. P. 81–89.
58. Granger C. et al. Influence of formulation on the structural network in ice cream. *Int. Dairy J.* 2015. **15**. P. 255–262.
59. Burnel L., Brun A., and Snabre P. Microstructure movements study by dynamic speckle analysis. *Proc. of SPIE*. 2006. P. 6341–6344.
60. Muramatsu M., Guedes G.H., and Gaggioli N.G. Speckle correlation used to study the oxidation process in real time. *Opt. Laser Tech.* 1994. **26**(3). P. 167–168.
61. Begemann T.F., Gülker G., Hinsch K. D., and Wolff K. Corrosion monitoring with speckle correlation. *Appl. Opt.* 1999. **38**(28). P. 5949–5954.
62. Zanetta P., and Facchini M. Local correlation of laser speckle applied to the study of salt efflorescence on stone surfaces. *Opt. Comm.* 1993. **104**. P. 35–38.
63. Martínez A., Ortiz C., Arizaga R., Rabal H.J., and Trivi M. Temporal evolution of speckle in foams. In *5th Latin-american Meeting on Optics and 8th Latin-american Meeting on Optics, Lasers, and Their Applications. Proc. SPIE*. 2004. P. 1484–1488.
64. Bandyopadhyay R., Gittings A.S., Suh S.S., Dixon P.K., and Durian D.J. Speckle visibility spectroscopy: a tool to study time varying dynamics. *Rev. Scientific Instruments*. 2005. **76**. P. 110–115.
65. Gorsky M.P., Maksimyak A.P., and Maksimyak P.P. Study of speckle-field dynamics scattered by surface of concrete during congelation, in *Advanced Topics in Optoelectronics, Microelectronics, and Nanoelectronics III*, Lancu O. et al., Eds. *Proc. SPIE*. 2007. Vol. 6635. P. 12–21.

Надійшла до редакції 25.07.2019