

**РАДІОЕЛЕКТРОНІКА ТА РАДІОЕЛЕКТРОННЕ АПАРАТОБУДУВАННЯ**

УДК 535.36, 535.41

Н. Д. Абрамовіч<sup>1</sup>  
С. К. Дік<sup>1</sup>  
С. М. Кватернюк<sup>2</sup>  
В. Г. Петрук<sup>2</sup>

**ВИВЧЕННЯ ГЛИБИННОЇ СТРУКТУРИ КОГЕРЕНТНОЇ  
СКЛАДОВОЇ І НЕКОГЕРЕНТНОГО ФОНУ БАГАТОКРАТНО  
РОЗСІЯНОГО СВІТЛОВОГО ПОЛЯ ЗА ШИРОКОЇ  
ВАРІАЦІЇ СТРУКТУРНИХ І БІОФІЗИЧНИХ  
ПАРАМЕТРІВ БІОТКАНИНИ**<sup>1</sup>Білоруський державний університет інформатики і радіоелектроніки, Мінськ, Республіка Білорусь;<sup>2</sup>Вінницький національний технічний університет

*На основі аналітичної методики оцінювання параметрів спекл-структури, що формується багатократно розсіяним світлом у багатошаровій біологічній тканині типу шкіри людини на довжинах хвиль видимого—ближнього ІЧ діапазону спектру досліджені глибинна структура освітленості від нерозв'язної, дифракційної і дифузійної компонент і глибинна структура некогерентного фону за широкою варіації структурних (товщина епідермісу) і біофізичних параметрів тканини — об'ємної концентрації меланіну  $S_t$  в епідермісі і капілярів  $S_b$  у дермі, ступені оксигенації  $S$ . Використано відомі розв'язки рівняння переносу випромінювання у біологічній тканині і зв'язок теорії поширення світла в розсіювальному середовищі з теорією когерентності.*

**Ключові слова:** спекл-структура, біологічна тканина, шкіра, теорія перенесення випромінювання, когерентне світло, поглинання, багатократне розсіювання, кров, меланін.

**Вступ**

В наш час спекл-структура розсіяного світла використовується як в наукових так, і в практичних дослідженнях для визначення різних характеристик біотканин, наприклад, розмірів її частинок і швидкості кровотоку, для діагностики різних патологій і контролю ефективності терапії. Однак, розроблені методики побудовані, в основному, емпірично і спираються на експериментальні дані без кількісного теоретичного обґрунтування. Це приводить до неповного використання діагностичних та інших можливостей, що закладені в спекл-структуру розсіяного світла. Тому актуальним є побудова теоретичної бази формування параметрів інтерференційного поля на основі теорії переносу випромінювання і її зв'язку з теорією когерентності. У теоретичному плані завдання опису спекл-структури включає знаходження когерентної складової розсіяного випромінювання і некогерентного фону, на якому спостерігається інтерференційна картина.

*Метою роботи є вивчення глибинної структури когерентної складової і некогерентного фону багатократно розсіяного світлового поля за широкою варіації структурних і біофізичних параметрів біотканин.*

**Математичне моделювання. Основні результати**

Аналітична методика розрахунку параметрів інтерференційної картини у багатошаровій тканині шкіри на довжинах хвиль видимого та ближнього ІЧ діапазонів спектра при опроміненні лазером описана в роботі [1]. Під час розрахунків вважалося, що розсіюючі частинки нерухомі. Для моделювання використані відомі аналітичні розв'язки теорії перенесення випромінювання (ТПВ) [2] з поданням індикатриси розсіювання у вигляді суми функцій, що мають суттєво відмінні

кутові масштаби [3], для поділу сумарного випромінювання на когерентний  $E_c$  і некогерентний фон  $E_{nc}$ . Розраховували [4] показники поглинання  $\mu_{aj}$  і ослаблення  $\mu_{ej}$ , а також індикатриси розсіювання або їх інтегральні параметри [9]. Виконані у цій роботі дослідження базуються, крім того, на оптичній моделі тканини шкіри [5—9]. Розглянуто тканину, що складається з трьох макроскопічно однорідних шарів: роговий шар, епідерміс і дерма.

Вхідними параметрами для розрахунків є довжина хвилі  $\lambda$  лазера, а також структурні та біофізичні характеристики шарів шкіри — геометричні товщини  $d_0$  і  $d_1$  (індекси  $j=0, 1$  і  $2$  позначають, відповідно, роговий шар, епідерміс і дерму), об'ємна концентрація кровоносних капілярів в дермі  $C_b$  і меланіну в епідермісі  $C_m$ , ступінь оксигенації крові  $S$  (відношення концентрації оксигемоглобіну до повного гемоглобіну). Дерму вважали напівнескінченим (в оптичному сенсі) шаром. Показники  $\mu_{a1,2}$  можна варіювати шляхом зміни як довжини хвилі опромінювального пучка, так об'ємних концентрацій поглиначів — відповідно, меланіну і дериватів гемоглобіну крові. Таким чином, модель середовища забезпечує прямий зв'язок між оптичними параметрами, що визначають характеристики світлового поля в середовищі, і біофізичними параметрами тканини.

З багатократного розсіювання «вперед» (до оптичних глибин  $\tau \approx 3 \dots 5$ , в світловому полі виділені три компоненти випромінювання:  $E_{i,0}$ ,  $E_{i,1}$  і  $E_{i,2}$ , де  $i$  відповідає характерному кутовому масштабу індикатриси розсіювання (за термінологією [10], пряме світло — 0, дифракційна компонента — 1, дифузійна компонента — 2). Глибинну структуру нерозсіяного випромінювання ( $i=0$ ) визначаємо за законом Бугера, а двох інших компонент ( $i=1$  і  $2$ ) — відповідно до малокутового наближення теорії переносу (ТП).

На рис. 1 показані графіки залежності середньої освітленості  $E_{i,j}$ , що створюється трьома компонентами когерентного світлового поля, від координати  $z$  у роговому шарі (рис. 1а), епідермісі (рис. 1б) і дермі (рис. 1в) на основних довжинах хвиль опромінювання:  $\lambda = 400, 500, 600, 700$  і  $800$  нм, що охоплюють сильне і слабе поглинання випромінювання у середовищі. Глибина  $z$  відраховується від поверхні шкіри. Всі подані нижче результати розрахунку глибинної структури освітленості нормовані відносно освітленості поверхні середовища.

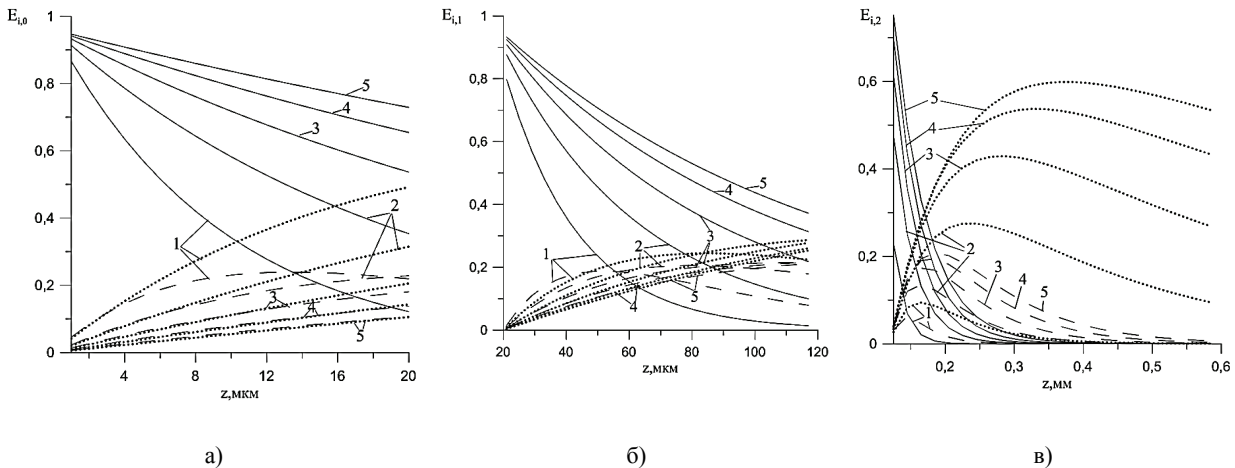


Рис. 1. Глибинна структура освітленості від нерозсіяної «0» (суцільні криві), дифракційної «1» (штрихові) і дифузійної «2» (пунктирні) компонент у: а — роговому шарі; б — епідермісі; в — дермі, коли криві:

1 —  $\lambda = 400$  нм; 2 —  $500$  нм; 3 —  $600$  нм; 4 —  $700$  нм; 5 —  $800$  нм;  $C_m = 0,08$ ;  $C_b = 0,04$ ;  $S = 0,7$ ;  $d_1 = 100$  мкм

Очевидно, що з ростом  $z$  пряме світло (суцільні криві) швидко згасає. Чим більше поглинання тканини, тим помітніше відбувається його ослаблення. Дві інші компоненти (дифракційна і дифузійна), навпаки, зі зростанням  $z$  спочатку зростають, проходять через максимум, а потім зменшуються. Ці складові зумовлені лише розсіяним світлом, яке, звичайно, зростає зі збільшенням глибини і дуже мале біля верхніх ділянок кожного шару шкіри. Поглинанням середовища визначається положення зазначеного максимуму. Чим поглинання середовища більше, тим максимум ближче до поверхні.

Аналіз графіків (рис. 1) показує, що лише у роговому шарі утворюються великі спекли, що

формується через інтерференцію практично паралельного пучка прямого світла. В епідермісі кутовий розподіл випромінювання, багатократно розсіяного в роговому шарі, у порівнянні з кутовим розходженням  $\theta_{srs}$  падаючого пучка досить широкий, так що характерні розміри спеклів малі. У дермі світло ще більшою мірою розширене за кутом, переважає внесок багатократного розсіювання, а випромінювання від джерела практично повністю ослаблене. Характеристики когерентних світлових полів у дермі явно залежать від параметрів крові, яка часто є об'єктом діагностики спекл-оптичними методами, тому мають особливий інтерес для вивчення. У дермі інтерференційна картина утворюється, в основному, за рахунок дифузійної ( $i=2$ ) складової когерентного випромінювання (рис. 1в пунктирні криві 1—5), потік якої максимальний в широкому інтервалі глибин. Ця компонента, як функція  $z$ , має широкий максимум, проникає в середовище досить глибоко і формує дрібномасштабну спекл-структуру. Нижче значення  $d_0=20$  мкм,  $d_1=100$  мкм фіксовані [7].

Рис. 2 ілюструє глибинну залежність сумарної (сума трьох компонент) середньої освітленості  $E_2$  у дермі на різних довжинах хвиль видимого — ближнього ІЧ інтервалів спектра. Тут варіюється об'ємна концентрація меланіну (рис. 2а). Очевидно, що епідерміс відіграє роль спектрального фільтра, тому, практично не впливає на параметри спекл-структури в дермі. Епідерміс послаблює світло, що проникає в глибину середовища, і це ослаблення тим помітніше, чим більше  $C_m$  (рис. 2а). Дані рис. 2а наведені для фіксованої об'ємної концентрації капілярів  $C_b=0,04$ .

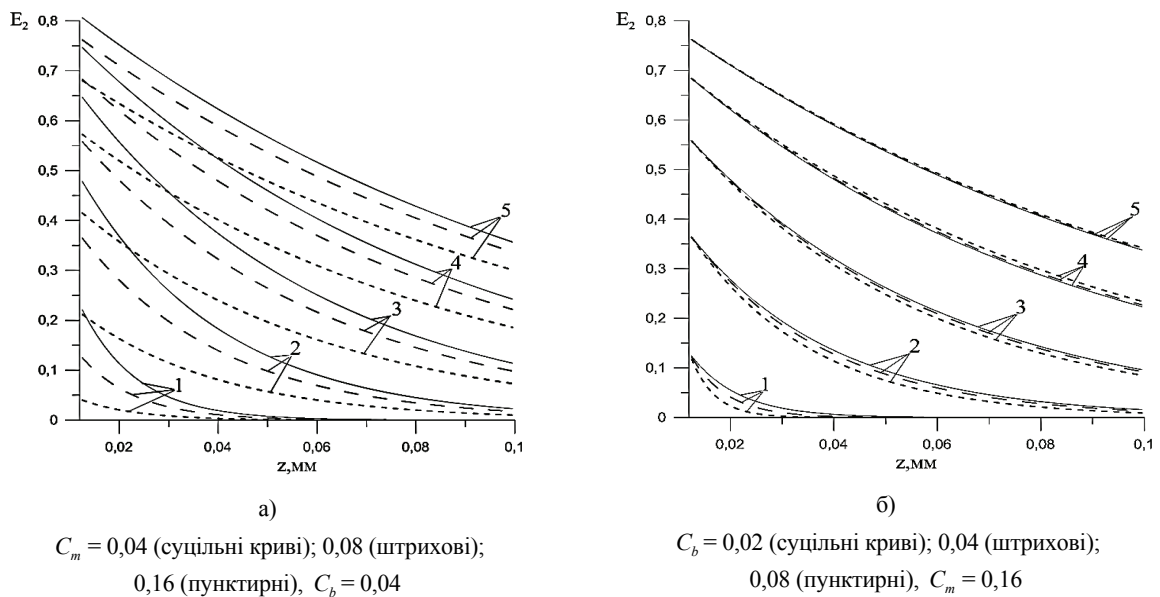


Рис. 2. Глибинна структура когерентної складової у дермі, коли криві:

1 —  $\lambda = 400$  мкм; 2 — 500 мкм; 3 — 600 мкм; 4 — 700 мкм; 5 — 800 мкм;  $S = 0,7$ ;  $d_1 = 100$  мкм

На рис. 2б показані відповідні криві, які практично збігаються з показаними на рис. 2а, за інших значень  $C_b$  в діапазоні 0,02...0,08. На перший погляд, несподівано, що освітленість  $E_2$  когерентного світлового поля практично не залежить від  $C_b$ , за помітного зростання поглинання дерми [3, 4, 11]. Однак цим фактам є зрозуміле фізичне пояснення. Зі збільшенням  $C_b$  в загальному показнику ослаблення дерми зростає внесок розсіювання світла еритроцитами крові. Однак індикатриса розсіювання світла на еритроцитах у порівнянні з індикатрисою тканини-основи помітно більше витягнута вперед. Тому когерентна складова або компонента  $E_2$ , багатократно розсіяна на малі кути, послаблюється менш істотно за великих об'ємних концентрацій крові. Таким чином, конкуренція двох різноспрямованих факторів: збільшення ступеня витягнутості індикатриса розсіювання середовища і збільшення показника поглинання дерми зі зростанням  $C_b$  — приводить до їх приблизної взаємної компенсації, так що освітленість  $E_2$  слабо залежить від об'ємної концентрації капілярів в дермі. Варто зазначити, що освітленість  $E_2$  практично не залежить від ступеня оксигенації  $S$  крові для таких довжин хвиль.

На рис. 3 показана просторова структура некогерентного фону на різних довжинах хвиль. Значення  $E_{nc}$  впливають на контраст спеклів у біотканині. Як видно з рис. 3, некогерентний фон має максимум на деякій глибині, значення якої залежить, головним чином від довжини хвилі. З ростом  $\lambda$  максимум зміщується вглиб середовища. Фонова освітленість в максимумі може в 2—3 рази перевищувати відповідні величини біля поверхні шкіри. Це пов'язано з багаторазовим перевідбиттям світла між шарами тканини [12]. Збільшення об'ємної концентрації меланіну і товщини епідермісу, що грає роль спектрального фільтра, послаблює фон, приблизно пропорційно на всіх глибинах (рис. 3а). Зростання об'ємної концентрації крові  $C_b$  в дермі (рис. 3б) приводить до зменшення некогерентного фону через зростання поглинання біотканини.

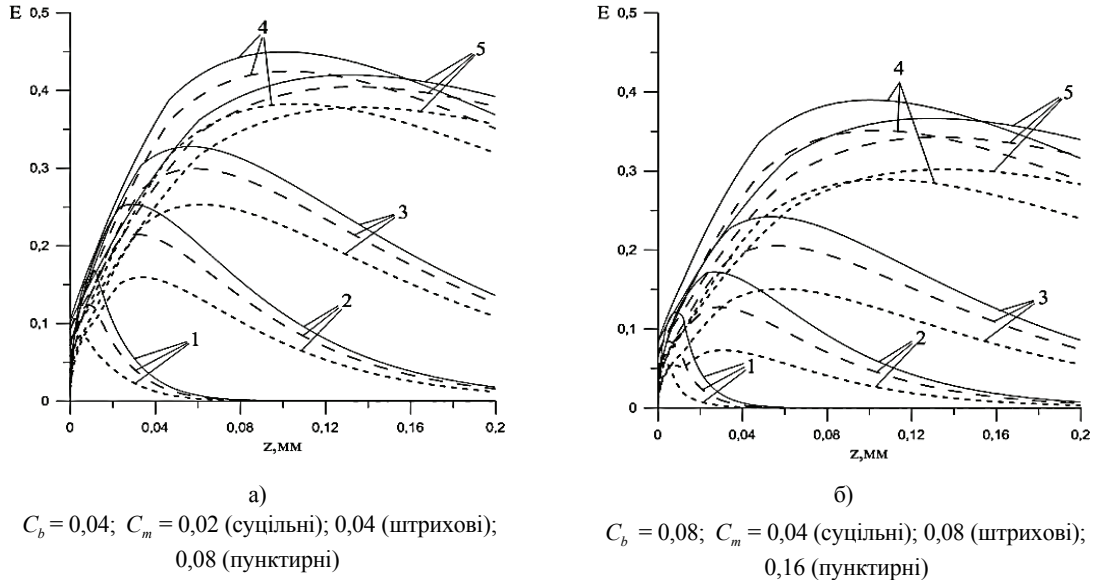


Рис. 3 Глибинна структура некогерентного фону в дермі, коли криві:

1 —  $\lambda = 400$  мкм; 2 — 500 мкм; 3 — 600 мкм; 4 — 700 мкм; 5 — 800 мкм;  $S = 0,7$ ,  $d_1 = 100$  мкм

Розглянемо залежність характеристик спекл-структури в дермі від біофізичних параметрів тканини — ступеня оксигенації крові  $S$  і об'ємної концентрації капілярів  $C_b$ . Зі зміною  $S$  і  $C_b$  варіюється показник поглинання дерми  $\mu_{a,2}$ . Раніше зазначалося (рис. 2), що значення  $\mu_{a,2}$  практично не впливають на середню освітленість  $E_2$ , створювану когерентним випромінюванням. Однак некогерентний фон  $E_{nc}$  залежить від поглинання дерми (рис. 3).

Зазначимо, що подані результати справедливі також і для рухомих розсіюючих центрів тканини, наприклад, еритроцитів крові, але у випадку імпульсного опромінення поверхні шкіри, коли тривалість імпульсу  $t$  суттєво менше характерного часу переміщення  $\lambda/v$  частинок.

### Висновки

На основі аналітичної методики оцінювання параметрів спекл-структури, що формується світлом, багатократно розсіяним багатшаровими біотканинами, розраховані глибинна структура освітленості від нерозсіяної, дифракційної і дифузійної компонент у макроскопічно однорідних шарах шкіри у діапазоні довжин хвиль  $\lambda = 400 \dots 800$  нм. Також розрахована глибинна структура некогерентного фону за широкої варіації структурних (товщина епідермісу) і біофізичних параметрів тканини — об'ємної концентрації меланіну  $C_m$  у епідермісі і капілярів  $C_b$  у дермі, ступеня оксигенації  $S$ . Отримані результати можуть стати підґрунтям для створення нових і вдосконалення відомих методів вивчення взаємодії світла з біотканинами, що дозволить розширити кількість споживачів, включаючи медиків-практиків, біологів і т. д.

У подальшому планується поширення отриманих результатів для випадку рухомих розсіювачів і побудова аналітичних зв'язків між параметрами спекл-картини і різними характеристиками рухомих частинок (наприклад, еритроцитів) і середовища, в якому вони переміщуються. Очевидно, що функціональні можливості спекл-оптичних методів діагностики біотканин при цьому істотно розширяться.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Аналитическая методика оценки контраста спекл-структуры светового поля, рассеянного мягкими биотканями / [Н. Д. Абрамович, В. В. Барун, С. К. Дик и др.] // Медицинская физика и инновации в медицине : сб матер. : V Троицкая конф. — Троицк : ИСАН. — 2012 — Т 1. — С. 212 — 214.
2. Долин Л. С. Уравнения для корреляционных функций волнового пучка в хаотически неоднородной среде / Л. С. Долин // Изв. Вузов. Радиофизика. — 1968. — Т. 11. — № 6. — С. 840—849.
3. Zege E. Multicomponent approach to light propagation in clouds and mists / Zege E. P., Katsev I. L., Polonsky I. N. // Appl. Optics. — 1993. — Vol. 32. — N. 15. — Pp. 2803—2812.
4. Барун В. Тепловое воздействие короткого импульса света на биологические ткани. I. Оптико-теплофизическая модель / В. Барун, А. Иванов // Биофизика. — 2004. — Т. 49, № 6. — С. 1125—1133.
5. Тучин В. В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях / Валерий Викторович Тучин. — Саратов : изд. Саратов. гос. ун-та, 1998. — 371 с. — ISBN: 5-292-01779-5.
6. Тучин В. В. Оптическая биомедицинская диагностика / Валерий Викторович Тучин. — Москва : Физматлит, 2007. — Т. 1, 2. — ISBN 978-5-9221-0769-3, ISBN 978-5-9221-0777-8, ISBN 0-8194-4238-0.
7. Jacques S. L. Skin Optics [Electronic resource] / S. L. Jacques // Oregon Medical Laser Center News. — 1998. — Access mode : <http://www.omlc.ogi.edu/news/jan98/skinoptics.html> .
8. Skin optics / M. J. C. Van Gemert, S. L. Jacques, H. J. C. M. Sterenborg, W. M. Star // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. — 1989. — Vol. 36. — No. 12. — Pp. 1146—1154.
9. Jacques Steven L. Optical properties of biological tissues: a review/ S. L. Jacques // Physics in Medicine and Biology. — 2013. — Vol. — 58, No. 1. — Pp. 37—61.
10. Иванов А. П. О спекл-структуре светового поля в дисперсной среде, освещенной лазерным излучением / А. И. Иванов, Л. Кацев // Квантовая электроника. — 2005. — Т. 35, № 7. — С. 670—674.
11. Спектры поглощения и глубина проникновения света в нормальную и патологически измененную кожу человека / В. В. Барун, А. П. Иванов, А. В. Вологовская, В. С. Улащик // Журнал прикладной спектроскопии. — 2007. — Т. 74, № 3. — С. 387—394.
12. Барун В. В. Поглощение света кровью при низкоинтенсивном лазерном облучении кожи / В. В. Барун, А. П. Иванов // Квантовая электроника. — 2010. — Т. 40. — № 4. — С. 371—376.

Рекомендована кафедрою загальної фізики та фотоніки

Стаття надійшла до редакції 9.11.2016

**Абрамовіч Ніколай Дмитрієвіч** — аспірант кафедри електронної техніки і технології, e-mail: fitix@yandex.ru ;

**Дік Сергій Константінович** — канд. фіз.-мат. наук, доцент, перший проректор, e-mail: sdick@bsuir.by ; Білоруський державний університет інформатики і радіоелектроніки, Мінськ, Республіка Білорусь.

**Кватернюк Сергій Михайлович** — докторант, канд. техн. наук, доцент кафедри екології та екологічної безпеки;

**Петрук Василь Григорович** — д-р техн. наук, професор, директор Інституту екологічної безпеки та моніторингу довкілля, e-mail: petrukvg@gmail.com .

Вінницький національний технічний університет, Вінниця

**N. D. Abramovich<sup>1</sup>**  
**S. K. Dick<sup>1</sup>**  
**S. M. Kvaterniuk<sup>2</sup>**  
**V. G. Petruk<sup>2</sup>**

## Analysis Study of Deep Structure Coherent Component and Background Incoherent Multiple-Scattered Light Field with a Wide Variation of Structural and Biophysical Parameters of Biological Tissue

<sup>1</sup> Belarus State University of Informatics and Radio Electronics, Minsk;

<sup>2</sup>Vinnitsia National Technical Universit

*Based on the analytic methodic for assessing the parameters of the speckle pattern formed by repeatedly scattered-light in a multilayer biological tissue such as human skin at wavelengths of visible — near infrared spectrum there have been explored the depths of the structure of the illumination of not scattered, diffraction and diffusion component and the deep structure of the incoherent background at wide variations in the structural (thickness of epidermis) and biophysical parameters of fabric —  $C_m$  volume concentration of melanin in the epidermis and  $C_b$  capillaries in the dermis, the degree of oxygenation  $S$ . There have been used the known solutions of radiative transfer equation in biological tissues and communication theory of light propagation in the scattering medium with a coherence theory.*

**Keywords:** speckle structure, biological tissue, skin, theory of radiation transfer, coherent light, absorption, multiple scattering, blood, melanin.

**Abramovich Nikolai D.** — Post-Graduate Student of the Chair of Electronic Engineering and Technologies, e-mail: fitix@yandex.ru ;

**Dik Sergei K.** — Cand. Sc. (Ph.-Math.), Assistant Professor, First Vice-Rector of the Belarus State University of Informatics and Radioelectronics, e-mail: sdick@bsuir.by ;

**Kvaterniuk Sergii M.** — Doctoral Student, Cand. Sc. (Eng.), Assistant Professor of the Chair of Ecology and Ecological Safety;

**Petruk Vasyly G.** — Dr. Sc.(Eng.), Professor, Director of the Institute of Environmental Security and Environmental Monitoring, Vinnytsia National Technical University, e-mail: petrukvg@gmail.com

**Н. Д. Абрамович<sup>1</sup>**  
**С. К. Дик<sup>1</sup>**  
**С. М. Кватернюк<sup>2</sup>**  
**В. Г. Петрук<sup>2</sup>**

## **Изучение глубинной структуры когерентной составляющей и некогерентного фона многократно рассеянного светового поля при широкой вариации структурных и биофизических параметров биоткани**

<sup>1</sup> Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Минск, Республика Беларусь;

<sup>2</sup> Винницкий национальный технический университет, Винница

*На основе аналитической методики оценки параметров спекл-структуры, формируемой многократно рассеянным светом в многослойной биологической ткани типа кожи человека на длинах волн видимого—ближнего ИК диапазона спектра исследованы глубинная структура освещенности от нерассеянной, дифракционной и диффузионной компонент и глубинная структура некогерентного фона при широкой вариации структурных (толщина эпидермиса) и биофизических параметров ткани — объемной концентрации меланина  $S_t$  в эпидермисе и капилляров  $S_b$  в дерме, степени оксигенации  $S$ . Используются известные решения уравнения переноса излучения в биоткани и связь теории распространения света в рассеивающей среде с теорией когерентности.*

**Ключевые слова:** спекл-структура, биологическая ткань, кожа, теория переноса излучения, когерентный свет, поглощение, многократное рассеяние, кровь, меланин.

**Абрамович Николай Дмитриевич** — аспирант кафедры электронной техники и технологии, e-mail: fitix@yandex.ru ;

**Дик Сергей Константинович** — канд. ф.-м. наук, доцент, первый проректор, e-mail: sdick@bsuir.by ;

**Кватернюк Сергей Михайлович** — докторант, канд. техн. наук, доцент кафедры экологии и экологической безопасности, e-mail: serg.kvaternuk@gmail.com ;

**Петрук Василий Григорьевич** — д-р техн. наук, профессор, директор Института экологической безопасности и мониторинга окружающей среды, e-mail: petrukvg@gmail.com