

зворотному напрямі становить 25% від падаючої енергії. Про зростання оберненого розсіювання свідчить зменшення середнього косинуса кута розсіювання $\cos\theta$ з ростом товщини h . Залежність $\cos\theta$ від h наведена на (рис. 6.). З даного рисунку видно, що із збільшенням значення косинуса кута розсіювання зменшується по закону, близькому до лінійного. Це означає, що для випромінювання розсіяного вперед, зменшується пропорційна товщина шару крові [3].

Перенесення енергії відбувається у вузькій при осевій зоні. Багаторазове розсіювання призводить до віднесення енергії від осі пучка в при осеву область та перерозподіляє її по поперечному перетину [4].

Інформаційні джерела

1. Шмидт В. Оптическая спектроскопия для химиков и биологов; М.: Техносфера, 2007. — 374 с.
2. Мальцев А. Молекулярная спектроскопия; М.: МГУ, 2008. — 271 с.
3. Лопатин В.В., Приезжев А.В., Федосеев В.В. Численное моделирование процесса распространения света в мутных биологических средах // Биометрическая радиоэлектроника, №7. 2000.
4. Ершов А.В, Машин А.И, Касьянов Д.И, Атомная оптическая спектроскопия Издательство: СПбГУ, 2007. — 69 с.

УДК 338.51

М.Ф. Богомолов, к.т.н., М.Б. Соколовський
Національний технічний університет України “КПІ”

ЛАЗЕРНИЙ СПЕКЛ – ІНТЕРФЕРОМЕТР ДЛЯ БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Розроблена оптична схема лазерного спекл – інтерферометра для дослідження зразка крові. Проведений математичний аналіз даних спекл – картин. Завдяки використанню даної розробки можна мати достовірну і правильну інформацію про хворого.

Ключові слова: спекл, інтерферометрія.

Разработана оптическая схема лазерного спекл – интерферометра для исследования образца крови. Проведенный математический анализ данных спекл – картин. Благодаря использованию данной разработки можно иметь достоверную и правильную информацию о больном.

Ключевые слова: спекл, интерферометрия.

Laser speckl-interferometr optical schema was developed to research blood sample. A mathematical analysis of speckl-pictures data was made. This schema may be used for credible and correct information about patient.

Keywords: speckl, interferometry.

З появою на світовому ринку нових лазерних технологій та методів їх впровадження, виникає необхідність вдосконалення старих і розробки нових засобів оптичного діагностування біологічних об'єктів, що широко будуть використовуватись в медицині.

На ряду з терапевтичним та інвазивним використанням лазерів у медицині все більшої актуальності набуває прицельна діагностика біологічних об'єктів та процесів.

Вимірювання пропускання, відбиття, розсіювання та флуоресценції становлять основу для проведення діагностики з використанням лазерного випромінювання. Складність біологічних об'єктів, значна різноманітність в характері їх взаємодії з когерентним випромінюванням значною мірою обумовлює збільшення методів діагностування, що були розвинуті на протязі останніх 40 років, з винаходом перших рубінових лазерів.

Відомо, що методи з використанням лазерного випромінювання успішно застосовуються для визначення розмірів, концентрації, а також форми оптично-неоднорідних розсіювачів у середовищі біологічних рідин, тканин і розвивається у багатьох напрямках в медицині та хірургії.

У зв'язку з цим є актуальними подальші дослідження взаємодій лазерного випромінювання з біооб'єктами та їх процесами з метою удосконалення та підвищення ефективності лазерної діагностики людини.

При освітленні високо когерентним пучком великої області оптично дуже шорсткої поверхні формується так звана нормально – розвинена спекл – картина (рис.1). Її статистичні властивості не залежать від детальних характеристик мікрорельєфу поверхні. Зображення відбиваючого (проникаючого) об'єкта представляє складну гранулярну структуру, що не має явного зв'язку з

мікроскопічними властивостями об'єкта, що освітлюється [1]. Більшість, поверхню, що відбивають (пропускають) екстремально шорсткі відносно довжини хвилі випромінювання. Можна рахувати, що основний вклад в розсіювання світла вносять малі ділянки поверхні з центрами в точках, що дзеркально відбиваються. Зі збільшенням крутизни шорсткості і величини області, що освітлюється число точок випромінювання зростає. Відбита від такої площини хвиля складається з вкладів від великого числа малих ділянок поверхні, які можна рахувати незалежними розсіювальними областями. Поширення відбитого (пройденого) випромінювання до області спостереження призводить до того, що в заданій точці спостереження складаються розсіяні компоненти – кожна зі своєю затримкою. Інтерференція цих дефазованих, але когерентних хвиль, призводить до гранулярної спекл – картини. Іншими словами, спекли – це інтерференційна картина нерегулярних хвильових фронтів, що виникають при падінні когерентного випромінювання на сильно шорстку поверхню. Розрізняють об'єктивні і суб'єктивні спекли. Об'єктивна спекл – картина формується у всьому просторі перед поверхню, що освітлюється. Суб'єктивна спекл – картина виникає при відображенні розсіювальної поверхні на екран за допомогою оптичної системи.

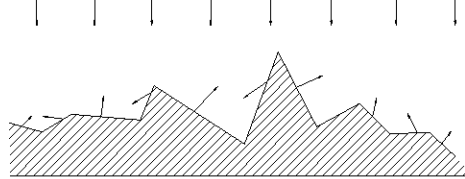


Рис. 1. – Шорстка поверхня, що опромінюється когерентним випромінюванням.

Об'єктивну спекл – картину можна зареєструвати, якщо в площині спостереження розмістити фотоплівку і засвітити її спекловою картиною. Але якщо сфотографувати цю ж картину за допомогою фотоапарата, то на фотоплівці отримаємо суб'єктивну картину так як її параметри будуть вже залежати від об'єктиву фотоапарата [2].

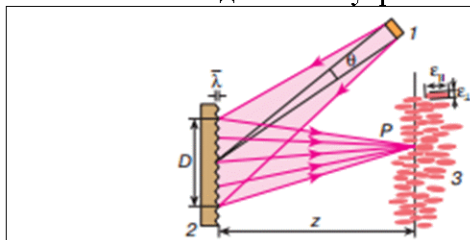


Рис. 2. – Оптична схема для отримання об'єктивної спекл – картини

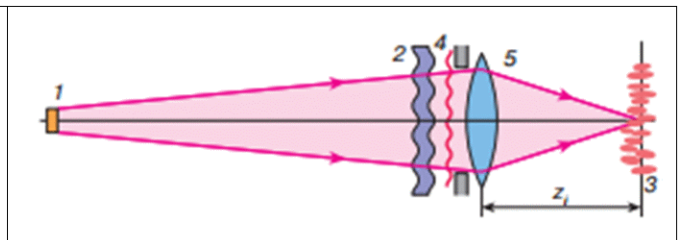


Рис. 3. – Оптична схема для отримання суб'єктивної спекл – структури

В схемі на (рис.2), спекл – структура формується у вільному просторі і називається об'єктивною спекл – картиною. Такі картини легко спостерігати з використанням лазерного випромінювання. Суб'єктивні спекл – картини спостерігаються в оптичних системах, в яких умова когерентного опромінювання об'єкту значно менш строга. Тому суб'єктивні спекли можна спостерігати неозброєним оком навіть в поліхроматичному світлі протяжних джерел. Для когерентного освітлення в зображеній оптичній схемі необхідно, щоб оптична система розширювала область просторової когерентності на поверхні об'єкту, $d < \rho_c$, де d – діаметр кружка роздільної здатності, значення якого в дифракційно обмеженій оптичній системі визначається співвідношенням (1):

$$d = 1,22 \lambda z_0 / D_a \quad (1)$$

де z_0 – відстань від об'єкту до вхідного зрачка (апертури) оптичної системи, D_a – діаметр зіниці.

З методичної точки зору цікава схема на (рис.3), де світло проходить через розсіююче середовище, а спекли спостерігаються в площині зображення освітлюючого джерела. Контрастна спекл – картина формується в тому випадку, якщо радіус когерентності ρ_c освітлюючого випромінювання в розсіювальному середовищі перевищує діаметр апертури оптичної системи, $\rho_c > D_a$. Суб'єктивні спекл - картини, що формуються по схемі на (рис.3), добре видні при спостереженні вуличних ламп через запотівше чи заморожене вікно маршрутки. В якості джерела суб'єктивних спеклів виступає апертура (вірніше вихідний зрачок) оптичної системи, що заповнений світлом від об'єкту.

До формених елементів крові відносять еритроцити, лейкоцити й тромбоцити.

Еритроцити (рис.4), або червоні кров'яні диски, уперше виявив у крові жаби Мальпігі (1661), а Левенгук (1673) показав, що вони також присутні в крові людини і ссавців. У крові людини еритроцити мають переважно форму двоввігнутого диска.

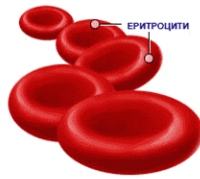


Рис. 4. – Нормальні еритроцити у формі двоввігнутого диска.

Поверхня диска в 1,7 рази більше, ніж поверхня тіла такого ж об'єму, але сферичної форми; при цьому диск помірно змінюється без розтягання мембрани клітини. Еритроцити становлять більше 99% клітин крові. Вони становлять 45% об'єму крові. Червоні кров'яні тільця, що мають форму двоввігнутих дисків діаметром від 6 до 9 мкм, а товщиною 1 мкм зі збільшенням до країв до 2,2 мкм. Еритроцити такої форми називаються нормоцитами. Безсумнівно, форма двоввігнутого диска, збільшуючи поверхню еритроцита, забезпечує транспорт більшої кількості різних речовин. Крім того, така форма дозволяє еритроцитам закріплюватися у фібриновій мережі при утворенні тромбу. Але головна перевага полягає в тім, що форма двоввігнутого диска забезпечує проходження еритроцита через капіляри. При цьому еритроцит перевернується у вузькій середній частині, його вміст із більше широкого кінця перетікає до центра, завдяки чому еритроцит вільно входить у вузький капіляр [8].

Утворення еритроцитів відбувається в кістковому мозку шляхом еритропоеза. Утворення йде безупинно, тому що щосекунди макрофаги селезінки знищують біля двох мільйонів відмерлих еритроцитів, які потрібно замінити. У кровотоці еритроцити живуть 80-120 днів. Тривалість життя еритроцитів у чоловіків трохи більше, ніж у жінок.

Кров має червоний колір завдяки присутньому в еритроцитах білку, що називається гемоглобін. Саме гемоглобін зв'язує кисень і розносить його по всьому організмі, забезпечуючи дихальну функцію й підтримку рН крові. Гемоглобін - білок, утворений чотирма ланцюгами амінокислот. Кожен ланцюг приєднується до молекулярної групи, групі гема, що має один атом заліза, що фіксує молекулу кисню. При цьому валентність заліза, до якого приєднується кисень, не змінюється, тобто залізо залишається двовалентним. Гемоглобін, що приєднав до себе кисень, перетворюється в яскраво червону речовину оксигемоглобін. Це з'єднання неміцне. У вигляді оксигемоглобіну переноситься більша частина кисню. Після вивільнення кисню виникає більше темна речовина, назване дезоксигемоглобін.

У чоловіків у крові знаходиться в середньому 130 - 160 г/л гемоглобіну, у жінок - 120 - 150 г/л. У клінічних умовах прийнято обчислювати ступінь насичення еритроцитів гемоглобіном. Це так званий показник кольору крові. У нормі він дорівнює 1. Такі еритроцити називаються нормохромними. При показнику кольору крові більше 1,1 еритроцити гіперхромні, менш 0,85 - гіпохромні.

Еритроцити виконують в організмі наступні функції:

- 1) основною функцією є дихальна - перенос кисню від альвеол легенів до тканин і вуглекислого газу від тканин до легенів;
- 2) регуляція рН крові завдяки одній з наймогутніших буферних систем крові - гемоглобіновій;
- 3) живильна - перенесення на своїй поверхні амінокислот від органів травлення до клітин організму;
- 4) захисна - адсорбція на своїй поверхні токсичних речовин;
- 5) участь у процесі згортання крові ;
- 6) еритроцити є носіями різноманітних ферментів ;
- 7) еритроцити несуть у собі групові ознаки крові.

Стенд складається з оптичного блоку, блоку керування рухом пробки, екрану та ПЗЗ-матриці для реєстрації спекл-картини. Структурна схема розробленого стенду представлена оптичною схемою на (рис.5).

Сформований пучок світла (в стенді використовувався лазер ЛГ-38, з довжиною хвилі 0.6328 мкм та максимальною потужністю 50 мВт) проходить каскад формуючої оптики і опромінює досліджуваний об'єкт (рис.6). Для досягнення найкращих результатів спекл-картина задалегідь оброблялася в модулі оптичної обробки спеціальними оптичними вузлами, конструкція яких залежить від характеристик вимірюваного об'єкту.

Оптичний блок складається з дзеркал та діафрагми. Сформований пучок світла потрапляє на препарат крові, розташований на столику, який може змінювати положення пробки по двом координатам (x та y) та сам може рухатись – координата z. Дана частина стенду дозволяє досліджувати не фрагмент зразка а весь зразок.

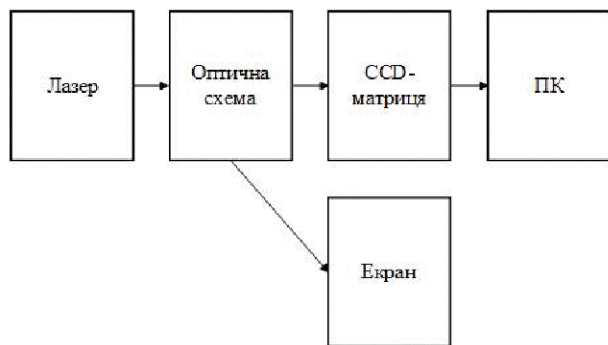


Рис. 5. – Структурна схема лазерного станду

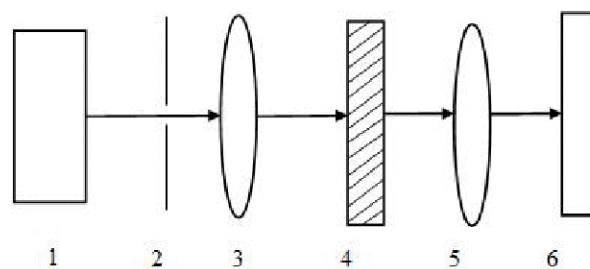


Рис. 6. – Оптична схема, що застосовуються для дослідження зразка крові. 1 – лазер, 2 – діафрагма, 3,5-лінзи, 4- зразок на рухливій поверхні, 6- екран

Сформоване світло проходить через фокусує лінзу і потрапляє на екран на якому вже і спостерігається та реєструється спекл-картина. Варто зауважити, що в даному експерименті були отримані суб'єктивні спекл-картини зразків крові людини. Інформація знімалась за допомогою CCD-матриці. Після цього знята інформація відправляється на комп'ютер на якому відбувається безпосередня обробка та аналіз даних.

При проведенні експерименту були отримані спекл-інтерференційні картини препаратів еритроцитів крові людини (рис.7).

На (рис.8) в середовищі Matlab було змодельовано розподіл розмірів плям еритроцитів досліджуваного зразка.

В даній роботі проведено аналіз закономірностей взаємодії світла з біологічними системами; проаналізовано властивості лазерного випромінювання та особливості його взаємодії з біологічними об'єктами; розглянуті принципи лазерної діагностики. Представлені схеми лазерних пристроїв та лазерних систем. Одним з найбільш ефективних шляхів отримання інформації про різні дисперсні середовища є дослідження їх оптичних властивостей у зв'язку з формуючими їх факторами.



Рис. 7. – Отримана спекл-інтерференційна картина від препаратеритроцитів крові людини

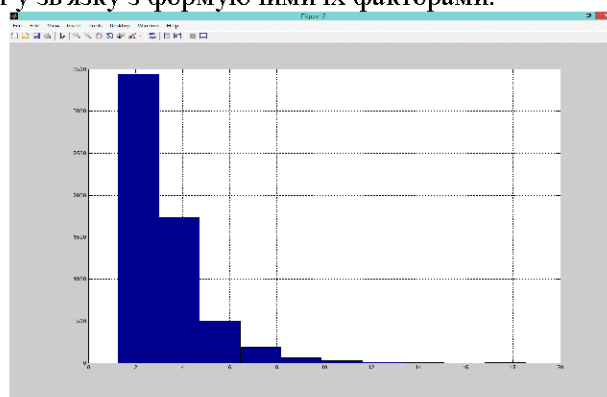


Рис. 8. – Розподіл значень розмірів плям

Швидкість та точність дослідження для діагностики є найважливішими факторами. Розроблений стенд дозволяє проводити діагностику біологічних об'єктів. За допомогою методу спекл – інтерферометрії та програмного забезпечення, можна отримувати в автоматичному режимі дані про біологічний об'єкт та порівнювати їх з нормами, які є характерними для цього об'єкту.

Проведення есперементального дослідження зразків крові за допомогою методу спекл – інтерферометрії та проведеного аналізу отриманих даних показало, що розміри еритроцитів відповідають нормам (2 – 9 мкм).

Інформаційні джерела

1. Берлиен Х.Б., Мюлер Г.Й. Прикладная лазерная медицина.— М.: АО «Интерексперт», 1997. – С.356.
2. Новые физические методы в биологических исследованиях.— М.: Наука, 2007. С. 65—79.
3. Тучин В.В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике / 2-е изд., пер. с англ. М.: Физматлит, 2013. – 811 с.
4. Франсон М. Оптика спеклов / Пер. с англ. под. ред. Ю.И. Островского. М.: Мир, 1980. 171с.