

## ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ ESPI МИКРОСКОПИИ В БИМЕДИЦИНСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

Попов А.Ю., Тюрин А.В., Ткаченко В.Г., Гоцульский В.Я., Чечко В.Е.,  
\*Попова Н.А.

НИИ физики Одесского национального университета (ОНУ)  
им. И.И. Мечникова, г. Одесса, Украина;

\*ГУ «Украинский научно-исследовательский протичочумный институт  
им. И.И.Мечникова МОЗ Украины», г. Одесса, Украина

В настоящее время в биомедицинских исследованиях все большее применение находят методы лазерной фазомодуляционной микроскопии, которые в сочетании с методами цифровой голографии используются в голографических микроскопах (МИМ-330, HoloMonitor и др.). Они позволяют существенно, вплоть до  $\sim 0,01 \lambda$  (длины волны зондирующего света), увеличить разрешение микроскопов, что ранее считалось теоретически невозможным.

Существенной особенностью данных микроскопов является их высокая чувствительность к изменениям фазы объектного пучка, что позволяет исследовать малые вариации показателя преломления и открывает совершенно новые возможности для исследования живых, неокрашенных и нефиксированных, клеточных препаратов. Однако широкому применению и дальнейшему развитию данных методов препятствуют два фактора:

– высокая стоимость промышленных образцов микроскопов (300 тыс. \$);

– модульная конструкция промышленных образцов, которая делает практически невозможной их интеграцию в комплексные исследовательские установки.

Ранее сообщалось о разработке в НИИ физики ОНУ имени И.И. Мечникова лазерной спекл-интерферометрической приставки к оптическим микроскопам, которая способна работать практически со всеми моделями пропускающих микроскопов без какой-либо их переделки. Измерительные параметры приставки близки к параметрам промышленных образцов голографических микроскопов [1], но ее работа основана на использовании метода фазомодуляционной спекл-интерферометрии, в англоязычной литературе - ESPI (Electronic Speckle Pattern Interferometry). Этот метод близок к методам цифровой голографии, но он более гибок и при его применении требования к параметрам комплектующих (как оптических, так и электронных) значительно ниже, что обуславливает низкую себестоимость ESPI приставки (около 1000 \$).

Данная ESPI приставка имеет уникальную модульную конструкцию, благодаря которой она легко интегрируется в комплексные исследовательские установки. Результаты применения приставки приведены в [1]. Однако по данным испытаний было выявлено и слабое место предложенной кон-

струкции – недостаточная фазовая стабильность опорного пучка, вызванная случайными деформациями используемых световодов.

В 2014 г. была предложена и реализована новая конструкция приставки, в которой все блоки оптической части (базовый – излучательно-фазомодуляционный, осветительный, приемный) крепятся на станине микроскопа. Это, при сохранении всех преимуществ приставки, привело к значительно большей вибрационно-термической устойчивости конструкции и дало возможность, в сочетании с новыми скоростными методами ESPI измерений [2], проведения долговременных фазово-чувствительных измерений параметров динамических процессов в объектах биологического происхождения. Соответственно, расширяются перспективы применения данной приставки в биомедицинских исследованиях, примеры чего приведены в [3, 4].

### Литература

1. Попов А.Ю. и др. Лазерна інтерферометрична приставка до оптичних мікроскопів з використанням голограмних та світловодних елементів // XI Міжнародна конференція «Приладобудування: стан і перспективи», м. Київ, 2012.- С.201.
2. Попов А.Ю. и др. Спосіб швидкісного вимірювання зміни фази об'єктної хвилі методом фазомодульованої спекл-інтерферометрії. Патент на винахід №105297, 25.04.2014.
3. Попов А.Ю. и др. ESPI исследование тепловых эффектов при лазерном облучении микроскопических биологических объектов // XXXXI Международная научно-практическая конференция «Применение лазеров в медицине и биологии», Харьков, 28.-31.05.2014.- С.154-155.
4. Шафран Л.М. и др. Спосіб виявлення раннього апоптозу. Патент на винахід №106268, 11.08.2014.

## OPTIMIZATION OF VIDEO POLARIMETRY MEASUREMENTS UNDER UNCERTAINTIES

\*Rovira R.H., Pavlov S.V.

Vinnitsia National Technical University, Vinnitsia, Ukraine;

\*Universidad Peninsula de Santa Elena, Ecuador

Abstract. The use of the polarimetric techniques for display and study of biological tissues has gained increasing interest in recent years. This interest is related mainly to the non-invasiveness, relatively low cost, and ease of application among other characteristics. However, for full use of these advantages, the calibration methods must ensure the minimization of the effects of uncertainties related to the optical element positioning and the noise in intensities measurements.

Objective. Increase reliability of diagnosis by obtaining the dispersion properties of the biological tissue from the spatial distribution of polarized backscattered light.

Materials and methods. Modulation schemes allow determination of the state of polarization of the beam reflected by tissues. In these schemes, the optical elements rotate with a given frequency and the state of polarization is obtained by multiple measurements. One of the most common ways of modulation uses a rotating quarter-wave plate, and two fixed linear polarizers. A set of at least four measurements is necessary to perform image analysis. Formally, this is described by the following equation  $I = A(\eta)S$ , where  $I$  is the vector of intensity,  $A$  is the modulation matrix of polarization state analyzer (PSA), and  $S$  is the Stokes vector. For a PSA with a rotating quarter-wave plate, the vector  $\eta$  consists of the phase shift  $\delta$  and the angle of rotation  $\theta$  of the wave plate; and the orientation angle of the polarizer  $\varphi$ . To consider the systematic errors a deviation  $d\eta$  from a given  $\eta_0$  has to be introduced. In this case, the intensity is expressed by the equation  $I = A(\eta_0 + d\eta)S = \hat{A}S$ . If  $\|d\eta\| \ll \|\eta_0\|$ , then  $I$  can be expanded around  $\eta_0$  to get

$$\hat{A} = A(\eta_0 + d\eta) \approx A(\eta_0) + \frac{\partial A(\eta)}{\partial \eta} d\eta = A + \Delta A \quad (1)$$

To estimate the error on the measurement of  $S$  is necessary to determine the error of the modulation matrix  $\hat{S} = (A + \Delta A)^{-1}I$ . In practical problems, it is advisable to use the condition number  $\mu(A) = \|A\| \|A^{-1}\|$ , where  $\| \cdot \|$ , denotes the Euclidean norm. The condition number allows quantitative assessment of the sensitivity of the solution to errors in optical elements positioning. If vector  $\eta$  is such that the matrix  $A$  is invertible and if  $A^{-1}\Delta A < 1$  then

$$\frac{\|A^{-1}\hat{S} - A^{-1}I\|}{\|A^{-1}I\|} \leq \frac{\mu(A)}{1 - \mu(A)} \frac{\|\Delta A\|}{\|A\|} \quad (2)$$

Since  $S = A^{-1}I$  and  $\hat{S} = \hat{A}^{-1}I$ , equation (2) can be written in the following form

$$\frac{\|S - \hat{S}\|}{\|S\|} \leq \frac{\mu(A)}{1 - \mu(A)} \frac{\|\Delta A\|}{\|A\|} \quad (3)$$

Equation 3 shows that the upper limit of the error depends on the conditioning of  $A$ . If  $A$  is a well-conditioned matrix,  $S$  will be relatively close to the actual value despite the presence of systematic errors. Therefore, the objective of the optimization process is to find the vector  $\eta$  that minimizes  $\mu(A)$ . In addition to the systematic errors, it is necessary to consider the presence of random errors. If considering the noise in the image then, the equation 3 can be written

$$\frac{\|S - \hat{S}\|}{\|S\|} \leq \frac{\mu(A)}{1 - \mu(A)} \left( \frac{\|\Delta A\|}{\|A\|} + \frac{\delta I}{\|I\|} \right) \quad (4)$$

where  $\delta I$  is the random noise of the measured intensity  $I$ . The previous equation shows that the upper limit of error is the sum of two separate terms. The first term is due to systematic errors of the system, and the second due to the noise in the image. Thus, it is necessary to optimize the conditioning of the matrix  $A$  by finding the vector  $\eta$ , which minimizes  $\mu$  and maximizes the signal-to-noise ratio SNR of the image.

Results. In the case of a modulation scheme with a rotating quarter-wave plate, the choice of angles  $\theta_i$  can be accomplished using the method of random search optimization. The resulting angles of rotation of the plate will be  $\theta_i = [35^\circ, 97^\circ, 137^\circ, 248^\circ]$ .

Conclusions. A methodology for the optimization of a Stokes imaging polarimeter is presented. The proposed technique takes into account both errors due to mechanical artifacts and image acquisition. The results might be used for the calibration of videopolarimeters for biotissue study.

### ІНФОРМАТИВНІСТЬ МЕТОДІВ КАРТОГРАФУВАННЯ ЕЛІПТИЧНОСТЕЙ ПОЛЯРИЗАЦІЇ ЛАЗЕРНИХ МІКРОСКОПІЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ПЛІВОК ПЛАЗМИ КРОВІ У ДІАГНОСТИЦІ ОНКОЛОГІЧНИХ ЗМІН МОЛОЧНИХ ЗАЛОЗ

Заболотна Н.І., Павлов С.В., \*Олійниченко Б.П.

Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна;  
\*НВП ТОВ «Медвін», м. Вінниця, Україна

Актуальність. Визначення злоякісного новоутворення до виникнення структурних змін є сьогодні маловивченим напрямком діагностики, яке потребує застосування нових додаткових методів діагностики, зокрема методів лазерної поляриметрії. Опосередковані методи діагностування онкологічних змін шляхом поляризаційного картографування плазми крові (ПК) людини починають набувати дедалі ширшого розповсюдження.

Раніше авторами була встановлена висока чутливість до визначення стану захворювання молочних залоз методу поляризаційного картографування азимутів поляризації мікроскопічних лазерних зображень плівок ПК, але при цьому формується значна кількість хибно позитивних діагнозів. Виходячи з цього таку методику доцільно застосовувати на ранніх етапах захворювання, а сам тест використовувати у якості ідентифікатора. Отже, виникає актуальна задача вивчення інформативності іншого напрямку картографування лазерних зображень плівок ПК – одержання сукупності об'єктивних критеріїв, які характеризують координатні розподіли еліптичності поляризації.