

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 η consists of the phase shift δ and the angle of rotation θ of the wave plate; and the orientation angle of the polarizer φ . To consider the systematic errors a deviation $d\eta$ from a given η_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 η_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 η is such that the matrix A is invertible and if $\|A^{-1} \Delta A\| < 1$ then

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

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 η 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 δI 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 η , which minimizes μ 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 θ_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.

Мета роботи: проаналізувати можливості об'єктивної діагностики і диференціації патологічних змін тканини молочної залози (МЗ) шляхом дослідження координатних розподілів еліптичності поляризації лазерних мікроскопічних зображень зразків плівок ПК.

Матеріали та методи. Проведено дослідження для пацієнток двох груп: група 1 - здорові жінки-донори (35 зразків плівок ПК); група 2 – жінки, хворі на рак МЗ (35 зразків плівок ПК). Досліджувалися зразки плівок плазми, взятої у пацієнток з наперед відомим діагнозом. Поляризаційні мапи розподілів еліптичностей поляризації одержувалися у результаті застосування об'єктивного фізичного методу поляризаційно-фазової лазерної мікроскопії, реалізованого на системі поляризаційного картографування. Об'єктивність результатів застосованого методу досягається комплексним комп'ютерним аналізом статистичної, кореляційної та фрактальної структури поляризаційних мап цифрових мікроскопічних зображень на основі обчислення за масивом із 48000 пікселів набору із 12 параметрів.

Кожен з вказаних параметрів $U^\alpha \Leftrightarrow \left\{ \begin{matrix} M_{k=1,2,3,4}^\alpha \\ K_{k=1,2,3,4}^\alpha \\ D_{k=1,2,3,4}^\alpha \end{matrix} \right\}$ є об'єктом для оціню-

вання сили методу $U^\alpha \Leftrightarrow \left\{ \begin{matrix} Se \\ Sp \\ Ac \\ +VP \\ -VP \end{matrix} \right\}$ на основі формування матриці рішень за да-

ними застосування поляризаційного картографування лазерних мікроскопічних зображень плівок ПК, де сила методу визначається набором операційних характеристик: чутливості Se ; специфічності Sp ; точності Ac ; прогностичної цінності позитивного результату $+VP$; прогностичної цінності негативного результату $-VP$.

Результати та їх обговорення. Визначені на основі матриці рішень (табл. 1) операційні характеристики картографування розподілів еліптичностей поляризації лазерних мікроскопічних зображень зразків плівок ПК пацієнток груп 1 та 2 приведені нижче у табл. 2.

Висновки. Аналіз одержаних даних виявив високу специфічність методу картографування еліптичностей поляризації лазерних зображень зразків ПК у діагностиці онкологічних захворювань МЗ. Іншими словами, його можна вважати, на відміну від *ідентифікаторного* картографування азимутів, *дискримінатором* патології МЗ. А саме:

– сила методу багатопараметричного картографування еліптичності поляризації для діагностики злоякісних змін МЗ максимальна для статистичних моментів 3-го і 4-го порядків,

– для статистичного моменту M_3^p розподілу випадкових значень еліптичності поляризації у площині відповідних мап серії досліджених зразків ПК у межах груп 1 і 2, кількість позитивних і хибно негативних рішень скла-

дає 28 та 7 (чутливість методу $Se=80\%$), а кількість негативних і хибно позитивних рішень складає 32 та 3 (специфічність методу $Sp=91\%$);

– для статистичного моменту M_4^p кількість позитивних і хибно негативних рішень складає 32 та 3 (чутливість $Se=91\%$), а кількість негативних і хибно позитивних рішень складає 28 та 7 (специфічність $Sp=77\%$);

– специфічність Sp методу, заснованого на аналізі ексцесу розподілу значень еліптичності поляризації, визначених шляхом картографування мікроскопічних лазерних зображень, для діагностики злоякісних змін МЗ ще більш (у порівнянні з діагностикою доброякісних змін) переважає його чутливість Se ;

– зростає сукупність значень допоміжних операційних характеристик - точність методу $Ac=85\% - 87\%$, а також ймовірнісні параметри прогностичності позитивного результату $+VP=90\% - 91\%$ і негативного результату $-VP=82\% - 84\%$, відповідно.

Таблиця 1

Розподіл зразків за наявністю захворювання та результатами картографування еліптичності поляризації лазерних зображень плівок ПК пацієнток групи 1 та групи 2

Мапа еліптичності	Злоякісні зміни		Всього
	Присутні (група 2)	Відсутні (група 1)	
Статистичний момент 1-го порядку M_1			
Позитивні	18	15	33
Негативні	17	20	37
Всього	35	35	70
Статистичний момент 2-го порядку M_2			
Позитивні	21	12	33
Негативні	14	23	37
Всього	35	35	70
Статистичний момент 3-го порядку M_3			
Позитивні	28	3	31
Негативні	7	32	39
Всього	35	35	70
Статистичний момент 4-го порядку M_4			
Позитивні	29	3	32
Негативні	6	32	38
Всього	35	35	70

Таблиця 2

Операційні характеристики інформативності картографування еліптичності поляризації лазерних зображень плівок ПК пацієнток груп 1 та 2

Параметри	M ₁	M ₂	M ₃	M ₄
Чутливість Se, %	51	60	80	83
Специфічність Sp, %	57	66	91	91
Точність Ac, %	54	63	85	87
Прогностичність позитивного результату +VP, %	55	64	90	91
Прогностичність негативного результату -VP, %	54	62	82	84

ОПТИЧНИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ НЕІНВАЗИВНОГО ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ ПЕРИФЕРІЙНОГО КРОВОНАПОВНЕННЯ ТА САТУРАЦІЇ КРОВІ

Злепко С.М., Сандер С.В., Козловська Т.І., Павлов В.С.

Вінницький національний технічний університет;
Вінницький національний медичний університет ім. М.І.Пирогова

Актуальність. Вдосконалення медичної техніки шляхом розширення її діагностичних та функціональних можливостей призводить до значного ускладнення конструкції таких пристроїв та збільшення їх вартості. Основними вимогами, яким повинні задовольняти сучасні пристрої, є безболісність, неруйнівність та неінвазивність в процесі вимірювань. Тому актуальною є задача створення нових пристроїв, які поєднували б в собі невисоку вартість і простоту застосування з широкими функціональними можливостями.

Матеріали та методи. Авторами було створено оптичний пристрій, який дозволяє проводити одночасно неінвазивне вимірювання рівня периферійного кровонаповнення (використовуючі інфрачервоне випромінювання з довжиною хвилі 905 нм) і, за рахунок введення датчика червоного випромінювання (довжина хвилі 660 нм), визначати ступінь насичення крові киснем (сатурації). На рис. 1 наведено приклад роботи цього пристрою.

Для визначення сатурації крові застосовується рівняння для червоного (λ₁) та інфрачервоного (λ₂) діапазонів випромінювань:

$$S = \frac{A_{\lambda_1}^{Hb} - \alpha A_{\lambda_2}^{Hb}}{\alpha (A_{\lambda_2}^{HbO_2} - A_{\lambda_2}^{Hb}) + A_{\lambda_1}^{Hb} - A_{\lambda_1}^{HbO_2}}, \quad (1)$$

$$\alpha = \frac{\Delta V_{\lambda_1} V_{\min \lambda_2}}{\Delta V_{\lambda_2} V_{\min \lambda_1}}, \quad \Delta V_{\lambda} = V_{\max \lambda} - V_{\min \lambda}, \quad (2)$$

S – коефіцієнт сатурації (S=0 - весь Hb поновлено; S=1 - весь Hb оксигеновано); A_{λ₁}^{Hb}, A_{λ₂}^{Hb} – коефіцієнти екстинкції відновленого гемоглобіну на довжинах хвиль червоного та інфрачервоного випромінювання, відповідно; ΔV_{λ₁} і ΔV_{λ₂} - подвійні амплітуди змінної напруги на виходах підсилювачів; A_{λ₁}^{HbO₂}, A_{λ₂}^{HbO₂} - коефіцієнти екстинкції оксигемоглобіну на довжинах хвиль червоного та інфрачервоного випромінювання, відповідно; A_{λ₁}^{Hb}, A_{λ₂}^{Hb} - коефіцієнти екстинкції відновленого гемоглобіну на довжинах хвиль червоного та інфрачервоного випромінювання, відповідно; V_{max λ}, V_{min λ} - максимальне та мінімальне значення напруги на виході перетворювача струм-напруга на довжинах хвиль λ₁ і λ₂ (рис. 2).



Рис. 1. Виведення отриманої інформації на дисплей пристрою

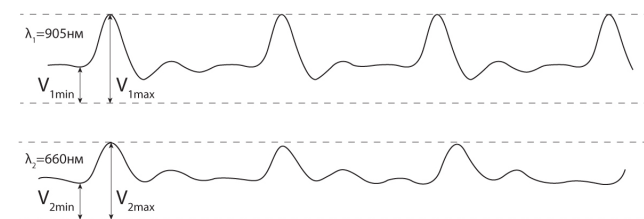


Рис. 2. Приклад часової залежності сигналів перетворювача (напруги) для двох значень довжини хвилі випромінювання

Висновки. Оптичний пристрій, що розроблено, дозволяє ефективно вирішувати проблему комплексного неінвазивного діагностування периферійного кровонаповнення та сатурації крові.