

УДК

Мойсюк Т.Г., Пересунько О.П., Ушенко О.Г. *

Патогенетичне обґрунтування застосування методу «двоточкової» поляриметрії в лазерній діагностиці передраку та раку шлунка

Буковинський державний медичний університет, м. Чернівці,

Україна

Чернівецький Національний університет ім. Ю.Федьковича*

Реферат. На основі теоретичного біофізичного обґрунтування можливості застосування методу «двоточкової» поляриметрії лазерної біопсійної діагностики тканини шлунка, авторами запропонований новий додатковий спосіб диференціальної діагностики передраку і раку шлунка з максимальним рівнем чутливості – 83% та специфічності – 70%. Розроблені критерії лазерної діагностики біопсійного матеріалу шлунка, які точно вказують на малігнізацію.

Ключові слова: біопсія шлунка, лазерна діагностика, «двоточкова поляризація», передрак та рак.

Вступ. Питання своєчасної діагностики раку шлунка сьогодні практично вирішенні. Основним методом діагностики раку шлунка є фіброгастроскопія з полібіопсією (не менше, ніж з 5 місць підозрілої ділянки слизової), яку потрібно виконувати всім хворим з підозрою на рак шлунка, за винятком тих випадків, коли є протипоказання до дослідження.

Бондар Г.В. (2008) відмічає, що без вивчення й удосконалення діагностичних та лікувальних можливостей при ранніх формах пухлин шлунка перспективи онкологічної допомоги дорівнюють нулю. Це необхідно мати на увазі онкологам, хірургам та ендоскопістам [4].

Виявлення і госпіталізація у хірургічні стаціонари до 60% хворих на III-ій і IV-ій стадіях захворювання, коли радикальне лікування малоефективне чи навіть неможливе, створює проблему доопераційного визначення внутрішньостінкового та екстрамурального поширення пухлинного процесу шлунка, а визначити реальні межі злоякісного ураження

та вибрати адекватну тактику втручання під час операції іноді буває досить важко [4, 5].

Проблемі захворювань шлунка присвячено величезну кількість робіт як в СНД, так і за кордоном [1, 4, 5, 7]. Вони доповнені даними електронно-мікроскопічних, гістохімічних дослідницьких прийомів, які представляють безперечну новизну. Проте в них практично не описується і не пояснюється стан підлеглої сполучної тканини шлунка в процесі малігнізації його епітелію. Крім того, гістохімічні методи оцінки стану сполучної тканини практично не використовуються в практичній медицині внаслідок значної дорожнечі [5].

Дані літератури показують, що велику допомогу в об'єктивізації діагностики патології шлунка може надати лазерна оптика. Висока точність, інформативність, які не дає жоден інший метод, – чинники, які активно підтримують розвиток лазерної діагностики патології біотканин [2, 3].

Ми не знайшли в доступній літературі даних про застосування лазерної поляриметрії для діагностики і диференціальної діагностики патологічних процесів шлунка. Тому метою нашого дослідження стала розробка фотометричних і поляризаційних критеріїв диференційної діагностики у хворих з передраковими процесами та раком шлунка за даними прицільної біопсії при гастрофіброскопії.

В основі багаточисельних застосувань методів лазерної поляриметрії у різноманітних галузях медицини лежить один об'єднуючий принцип – вимірювання розподілів станів поляризації (азимут $\alpha(r)$ і еліптичність $\beta(r)$) у точках лазерного зображення досліджуваного препарату. У цьому сенсі такий підхід можна вважати “одноточковим” (r).

У циклі робіт запропоновано і успішно апробовано наступний підхід для моделювання властивостей біологічних тканин:

1. Морфологічна будова будь якого типу біологічної тканини розглядається у вигляді двокомпонентної аморфно-кристалічної структури.

2. Кристалічна компонента або позаклітинна матриця являє собою архітектонічну сітку, що складається з протеїнових (колаген, міозин, еластин та ін.) фібрил.

3. Протеїнові фібрили володіють властивостями одноосних рідких кристалів.

4. Основними механізмами перетворення параметрів лазерного випромінювання такими біологічними кристалами є дихроїзм і двопротенезаломлення.

Разом з тим, для слабо оптико – кристалічних об'єктів (біологічні рідини, паренхіматозні тканини) має місце незначна координатна модуляція станів поляризації у площині лазерного зображення. Внаслідок чого чутливість методів лазерної поляриметрії знижується і стає недостатньою для діагностики виникнення та диференціації ступеня важкості патологічних станів.

До таких слабо анізотропних об'єктів можна віднести і тканини шлунка. Виходячи з цього ми використали інший, більш чутливий метод – визначення ступеня взаємної поляризації між різними точками лазерного зображення біологічного препарату [1].

Ідея такого методу полягає у співставленні станів поляризації між сусідніми точками у площині лазерного зображення. У роботах показано, що ступінь поляризаційної узгодженості $\left(\begin{matrix} \alpha_1(r_1) \leftrightarrow \alpha_2(r_2); \\ \beta_1(r_1) \leftrightarrow \beta_2(r_2). \end{matrix} \right)$ може бути оцінена кількісно у різних точках з координатами $r_1; r_2$.

Такий кількісний параметр називається комплексний ступінь взаємної поляризації $V(r_1, r_2) \equiv V$ і може бути використаний для об'єктивного аналізу кореляційної структури поляризаційно – неоднорідних лазерних зображень зразків біопсії тканини шлунка пацієнтів різного фізіологічного стану.

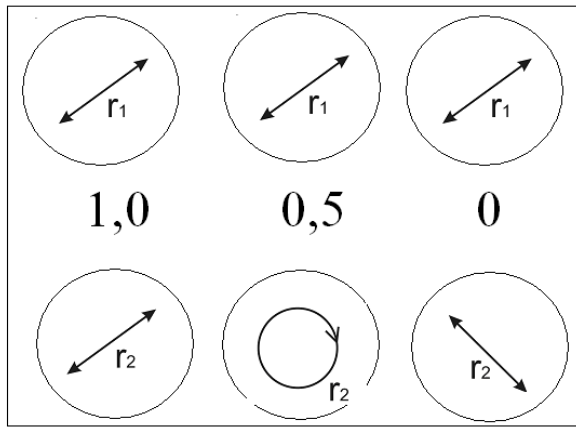


Рис. 1. До аналізу поняття комплексного ступеня взаємної поляризації V .

Фізичний зміст параметру V наступний (рис. 1):

- якщо стани поляризації двох точок лазерного зображення з координатами $r_1; r_2$ однакові, то $V = 1,0$;
- якщо реалізується ситуація “лінійна - циркулярна” поляризація, то $V = 0,5$;
- для ортогональних складових поляризації $V = 0$;
- для всіх інших (довільних) співвідношеннях між станами поляризації точок $r_1; r_2$ має місце $0 < V < 1$.

Отже, шляхом дослідження координатних розподілів значень $V(x, y)$, які характеризують поляризаційну однорідність лазерних зображень зразків біопсії тканини шлунка, можна одержувати різноманітну інформацію про ізотропну та анізотропну складові такої біологічної тканини.

З іншого боку, така інформація є взаємопов’язаною з біохімічним складом тканини, що, в свою чергу обумовлено типом патології.

Матеріали та методи дослідження. Гістологічні препарати біопсії тканини шлунка опромінювалися паралельним ($\varnothing = 10^4$ мкм) пучком He-Ne лазера ($\lambda = 0.6328$ мкм, $W = 5.0$ мВт). За допомогою поляризаційного фільтра, що складається з двох чверть хвильових пластинок, формувалися довільні типи ($0^\circ \leq \alpha_0 \leq 180^\circ$ і $0^\circ \leq \beta_0 \leq 90^\circ$) поляризації зонduючого біологічний шар лазерного пучка. Лазерні зображення препаратів і біопсії

тканин шлунка мікроб'єктивом 7 проектувалися в площину світлочутливої площадки (800x600 пікселів) CCD-камери 10. (рис. 2)

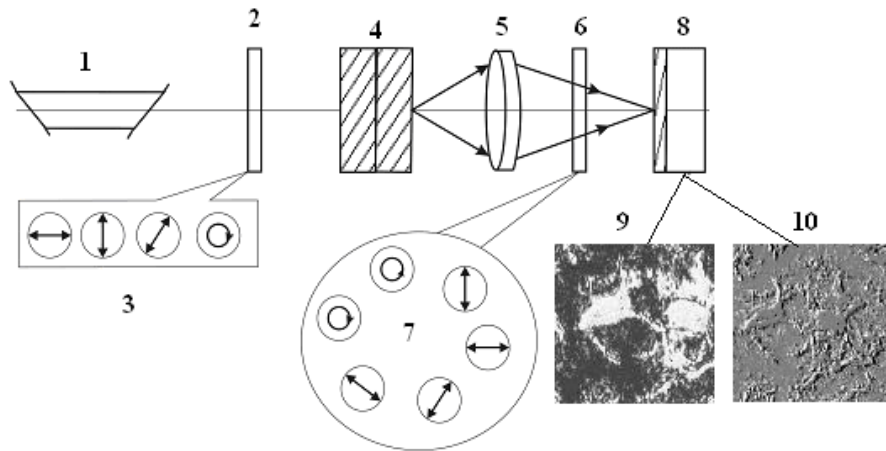


Рис. 2. Оптична схема лазерної поляриметрії гістологічних препаратів шийки матки

1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 8 – чвертьхвильові пластинки; 4,9 – лінійні поляризатор і аналізатор; 5 – предметний столик і зразок; 6 – мікроб'єктив; 7 – польова діафрагма; 10 – фотоелектронний помножувач; 11 – фотокамера.

Вимірювання координатних розподілів станів поляризації сукупності точок лазерних зображень проводилося з використанням поляризатора 9 та чвертьхвильової пластинки 8.

Методика експериментальних вимірювань розподілів станів поляризації точок лазерних зображень препаратів тканини шлунка включає наступні дії []:

1. Вимірюється (у відсутності чверть хвильової пластинки 8 і поляризатора - аналізатора 9) координатний розподіл $m \times n = \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$

інтенсивності $I(m \times n)$ точок лазерного зображення препарату тканини шлунка, де $m \times n$ - сукупність пікселів цифрової камери 10.

2. Встановлюють поляризатор - аналізатор 9 у трасу оптичних променів.

3. Дискретно повертають площину пропускання поляризатора 9 на кути $\Theta = 0^0$, $\Theta = 90^0$ та вимірюють відповідні множини значень

$$\text{інтенсивності } I^{(0)} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}; I^{(90)} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}.$$

4. Неперервно обертають площину пропускання поляризатора - аналізатора в межах $\Theta = 0^0 \div 180^0$ визначають множини значень мінімальної

$$\text{та максимальної інтенсивності } I_{\min} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}; I_{\max} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \text{ лазерного}$$

зображення для кожного окремого пікселя (m,n) CCD-камери та відповідні їм

$$\text{кути повороту } \Theta \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \left(I \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \equiv I_{\min} \right).$$

5. На основі одержаних розподілів розраховуються мапи азимутів і еліптичності поляризації точок лазерного зображення за наступними співвідношеннями

$$\begin{aligned} \alpha(m \times n) &= \Theta(I_{\min}(r)) - \frac{\pi}{2}; \\ \beta(m \times n) &= \text{arctg} \frac{I(r)_{\min}}{I(r)_{\max}}. \end{aligned} \quad (1)$$

6. Розподіли (1) є базовими для розрахунку координатного розподілу (фазової мапи) фаз точок лазерного зображення $\delta(m \times n)$ з використанням наступного співвідношення

$$\delta(m \times n) = \text{arctg} \left[\frac{\text{tg} 2\beta(m \times n)}{\text{tg} \alpha(m \times n)} \right]. \quad (2)$$

В [] знайдено взаємозв'язок між величиною ступеня взаємної поляризації двох точок лазерного зображення і значеннями азимутів $\alpha(r)$; еліптичності $\beta(r)$ поляризації в цих точках.

$$V(r_2, r_1) = \frac{\left((I_0(r_2)I_0(r_1))^{\frac{1}{2}} - (I_{90}(r_2)I_{90}(r_1))^{\frac{1}{2}} \cos(\delta_2(r_2) - \delta_1(r_1)) \right)^2}{I(r_2)I(r_1)}, \quad (3)$$

На основі виразу (3) шляхом рядкового (1, ..., m) сканування з кроком $\Delta r = 1 \text{ pix}$ точок лазерного зображення препаратів тканини шлунка визначався координатний розподіл ступеня взаємної поляризації $V(m \times n)$.

За вказаною вище методикою обстежено 86 пацієнтів на захворювання шлунка:

Група 1 – виразка шлунка, $n=22$

Група 2 – гіперпластичний поліп, $n=18$

Група 3 – ерозивний гастрит з важкою дисплазією залоз, $n=24$

Група 4 – рак шлунка (аденокарцинома), $n=22$

Усім хворим проведено ФГДС з прицільною біопсією. Біоптати шлунка поряд з традиційним гістологічним дослідженням піддавались лазерному опроміненню за вищевказаним методом.

Результати лазерного опромінення оцінювалися шляхом обчислення набору статистичних моментів першого – четвертого порядків.

Результати та обговорення. Експериментально виміряні та проаналізовані поляризаційно – кореляційні оптичні прояви тенденції зміни розподілів ступеня взаємної поляризації серії лазерних зображень препаратів тканини шлунка всіх груп виявляться у відмінностях кількісних (об'єктивних) критеріїв діагностики виникнення патологічних змін і диференціації ступеня їх важкості (табл. 1).

Так, для розподілу випадкових значень двоточкового поляризаційного параметру лазерного зображення препарату тканини шлунка з групи 1 визначений наступний набір значень статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $W_1^V = 0,58; W_2^V = 0,042; W_3^V = 1,94; W_4^V = 4,36$.

Одержана інформація про координатний і статистичний розподіл ступеня взаємної поляризації сукупності точок лазерного зображення препарату тканини шлунка з групи 2 свідчить про деяке зростання поляризаційної неоднорідності – зменшуються асиметрія (третій статистичний момент) і ексцес (четвертий статистичний момент), - $W_1^V = 0,56; W_2^V = 0,079; W_3^V = 1,11; W_4^V = 2,93$.

Передракові зміни (дисплазія) виявляються у збільшенні оптичної анізотропії, що виявляється формуванням поляризаційної неоднорідності точок лазерного зображення препарату тканини шлунка з групи 3.

Кількісно така трансформація поляризаційної структури виявляється у збільшенні (у 1,5 -2 рази) дисперсії (другий статистичний момент) і, навпаки, зменшенні асиметрії та ексцесу в 1,5 – 3 рази - $W_1^V = 0,64; W_2^V = 0,107; W_3^V = 0,68; W_4^V = 1,58$.

Для поляризаційної структури сукупності точок лазерного зображення препарату тканини шлунка з аденокарциномною (група 4) встановлено подальше збільшення дисперсії (на 25%) та, навпаки, зменшення (у 2 – 2,5 рази) статистичних моментів вищих порядків (асиметрія та ексцес) - $W_1^V = 0,76; W_2^V = 0,128; W_3^V = 0,24; W_4^V = 0,79$.

З одержаних даних експериментальних досліджень статистичної структури поляризаційно–кореляційних розподілів величини ступеня взаємної поляризації точок лазерних зображень зразків біопсії тканини шлунка всіх груп впливає об'єктивна можливість діагностики та диференціації різноманітних патологічних станів.

Найбільш інформативними виявилися статистичні моменти другого – четвертого порядків, які характеризують координатні розподіли ступеня

взаємної поляризації точок серії лазерних зображень препаратів тканини шлунка.

У таблиці 1 приведені середні значення і діапазонів зміни (стандартні відхилення) статистичних моментів $W_{l=1;2;3;4}(V)$ координатних розподілів ступеня взаємної поляризації лазерних зображень зразків біопсії тканини шлунка всіх чотирьох груп.

Таблиця 1. Статистичні параметри розподілів ступеня взаємної поляризації лазерних зображень біопсії тканини шлунка

W_i	Група 1	Група 2	Група 3	Група 4
W_1	$0,54 \pm 0,074$	$0,57 \pm 0,081$	$0,68 \pm 0,093$	$0,77 \pm 0,12$
W_2	$0,046 \pm 0,0068$	$0,077 \pm 0,014$	$0,105 \pm 0,018$	$0,124 \pm 0,018$
W_3	$1,91 \pm 0,17$	$1,08 \pm 0,19$	$0,65 \pm 0,088$	$0,27 \pm 0,039$
W_4	$4,27 \pm 0,63$	$2,88 \pm 0,37$	$1,48 \pm 0,22$	$0,73 \pm 0,11$

Порівняльний аналіз величин набору статистичних моментів $W_{i=1;2;3;4}$, які описують координатні розподіли поляризаційно – кореляційного параметру узгодженості станів поляризації точок лазерних зображень препаратів тканини шлунка з всіх груп виявив:

- взаємозв'язок між статистичною структурою координатного розподілу ступеня взаємної поляризації та типом патології, що виявляється в індивідуальних величинах та стандартних відхиленнях набору статистичних моментів першого – четвертого порядків у межах однієї групи патології;
- між групові стандартні відхилення середніх значень статистичних моментів другого – четвертого порядків суттєво переважають стандартні відхилення розподілів середнього двоточкового поляризаційного параметру серії лазерних зображень;
- між групові відмінності між середньостатистичними значеннями статистичних моментів вищих порядків складають – дисперсія (1,7 – 3 рази), асиметрія (1,8 - 7 разів), ексцес (1,5 – 5,8 рази);

➤ найбільш чутливими до виникнення передракових змін і раку шлунка виявилися асиметрія (третій статистичний момент) та ексцес (четвертий статистичний момент), які характеризують координатні розподіли ступеня взаємної поляризації.

Можливості діагностики патології та диференціації її типу нами визначалися чутливість R і специфічність U методу статистичного аналізу координатних розподілів ступеня взаємної поляризації, який характеризує міру узгодженості або подібності станів поляризації сукупності точок лазерного зображення препаратів біопсії тканини шлунка.

Параметри R і U визначалися в межах всіх чотирьох груп зразків тканини шлунка для набору значень кожного статистичного моменту першого – четвертого порядків окремо.

Нами одержано наступні показники чутливості R і специфічності U методу статистичного аналізу випадкових значень в площині лазерного зображення параметру комплексного ступеня взаємної поляризації за окремими статистичними критеріями – величини та стандартне відхилення від середнього, визначеного у межах окремої групи, статистичних моментів першого – четвертого порядків, які характеризують координатні розподіли величини ступеня взаємної поляризації точок серії лазерних зображень препаратів біопсії тканини шлунка з різною патологією – таблиця 2 і таблиця 3.

Таблиця 2. Чутливість R методу двоточкової поляриметрії розподілу ступеня взаємної поляризації

W_i	Група 1	Група 2	Група 3	Група 4
W_1	46%	49%	54%	59%
W_2	49%	53%	56%	61%
W_3	58%	63%	68%	74%
W_4	64%	69%	76%	83%

З аналізу діапазону зміни параметру чутливості R видно, що чутливість діагностики та диференціації патологічних станів тканини шлунка, шляхом статистичного аналізу координатних розподілів величини ступеня взаємної поляризації набору точок серії лазерних зображень препаратів всіх чотирьох груп найвища ($68\% \leq R \leq 83\%$) для статистичних моментів вищих порядків $W_3(V)$ і $W_4(V)$, які характеризують міру асиметрії та гостроти піку відповідних гістограм двоточковополяризаційно – кореляційного параметру.

Таблиця 3. Специфічність U методу двоточкової поляриметрії розподілу ступеня взаємної поляризації

W_i	Група 1	Група 2	Група 3	Група 4
W_1	41%	43%	47%	49%
W_2	44%	47%	52%	55%
W_3	54%	57%	63%	67%
W_4	55%	62%	66%	70%

Як видно з набору даних, які приведені у таблиці 3.3 і характеризують специфічність статистичного аналізу для методу двоточкової поляризаційної корелометрії лазерних зображень препаратів тканини шлунка, величина специфічності P також досягає максимального рівня значень $63\% \leq U \leq 70\%$ при використанні статистичних моментів третього і четвертого порядків, які характеризують координатні розподіли ступеня взаємної поляризації лазерних зображень біопсії тканини шлунка з різними типами патології.

Висновки.

- З оптичної точки зору будову строми шлунка можна подати у вигляді сукупності щільно укладених однаково орієнтованих оптично активних структур – міозинових та колагенових волокон, що становлять орієнтовану одновісну кристалооптичну структуру, яка здатна змінювати параметри поляризації первинно плоскополяризованого лазерного пучка.

- Поляризаційна візуалізація тканин шлунка виявляє суттєву різницю в зображеннях зразків нормальної та патологічної тканини, яка лежить в координатному розподілі їх інтенсивнісної та орієнтаційної структур. Аналіз отриманих результатів виявляє суттєве збільшення діапазону змін випадкових значень інтенсивності когерентних зображень біоптатів шлунка при передракових процесах та раку шлунка.

Література

1. Ангельский О. В. Рассеяние лазерного излучения мультифрактальными биоструктурами / О. В. Ангельский, А. Г. Ушенко, А. Д. Архелюк, С. Б. Ермоленко, Д. Н. Бурковец // Опт. и спектр. – 2000. – Т. 88, №3. – С. 495-498.

2. Ангельський О. В. Елементарні поляризаційні сингулярності / О. В. Ангельський, Р. М. Бесага, А. І. Мохунь, І. І. Мохунь, М. С. Соскін // Науковий вісник Чернівецького університету: Фізика. Електроніка. – 1999. – Вип. 63. – С. 45-51.

3. Василенко И.В. Паренхиматозно-стромальные взаимоотношения в опухолях и их особенности при раке желудка кишечного и диффузного типа / И.В. Василенко, Р.Б. Кондратюк // Онкология.- 2006.- Т.8 №1.- С.7-12

4. Васильев В.И. Топологические сценарии рождения и аннигиляции поляризационных сингулярностей в нестационарных оптических полях / В. И. Васильев, М.С. Соскин // Письма в ЖЭТФ. – 2008. – Т. 87, № 2. – С. 90-93.

5. Городничев Е. Е. Малоугловое многократное рассеяние света в случайно-неоднородных средах / Е. Е. Городничев, Д. Б. Рогозкин // Письма в ЖЭТФ. – 1995. – Т. 107. – С. 209-235.

6. Денисенко В. Г. Измерение морфологических форм поляризационных сингулярностей и их статистических весов в оптических векторных полях / В. Г. Денисенко, Р. И. Егоров, М. С Соскин // Письма в ЖЭТФ. – 2004. – Т. 80, № 1. – С. 21-24.

7. Егоров Р. И. Топологический отклик неоднородных

эллиптически поляризованных световых полей на управляемые анизотропные возмущения / Р. И. Егоров, В. Г. Денисенко, М. С. Соскин // Письма в ЖЭТФ. – 2005. – Т.81. – С. 464-467.

8. Лазерна поляризаційна морфологія біологічних тканин: статистичний і фрактальний підходи. Монографія / [Ушенко О. Г., Пішак В. П., Ангельський О. В., Ушенко Ю. О.]. – Чернівці: Колір-Друк, 2007. – 314 с.

9. Максимова И. Л. Эффекты многократного рассеяния в биообъектах при лазерной диагностике / И. Л. Максимова, С. Н. Татаринцев, Л. П. Шубочкин // Опт. спектр. – 1992. – Т. 72. – С.1171-1177.

10. Приезжев А. В. Лазерная диагностика в биологии и медицине / Приезжев А. В., Тучин В. В., Шубочкин Л. П. - М.: Наука, 1989. – 237с.

11. Рак желудка: некоторые аспекты клинической диагностики с позиций патоморфолога / И. Яковцова, В. Садчиков, М. Садчикова и др. // Медицина сегодня и завтра. – 2008. – № 1.- С.16-19

12. Рак желудка: профилактика, диагностика и лечение на современном этапе / Г.В. Бондарь, Ю.В. Думанский, А.Ю. Попович, В.Г. Бондарь // Онкология. – 2006. – Т.8 №2.- С.171-175

13. «Stromatogenesis» and tumor progression. / E. Sivridis, A. Giatromanolaki, M.I. Koukourakis // Int J Surg Pathol.- 2004.- № 1.- P.1–9.

14. Almholt K. Stromal cell involvement in cancer. / K. Almholt, M. Johnsen // Recent Results Cancer Res.- 2003.- №162.-P. 31–42.

15. Dreher A. W. Polarization technique measures retinal nerve fibers / A. W. Dreher, K. Reiter // Clin. Vis. Sci. – 1992. – Vol. 7. – P. 481-485.

16. Transforming growth factor-beta1 induces tumor stroma and reduces tumor infiltrate in cervical cancer. / S. Hazelbag, A. Gorter, G.G. Kenter et al. // Hum Pathol. - 2002.- Vol.33, №12.- P. 1193–1199.

Т.Г. Мойсюк, А.П. Пересунько, А.Г. Ушенко*

Патогенетическое обоснование применения метода «двухточечной» поляриметрии в лазерной диагностике предрака и рака желудка.

Буковинский государственный медицинский университет, г. Черновцы,

Украина

Черновицкий национальный университет им. Ю.Федьковича *

Реферат. На основе теоретического биофизического обоснования возможности применения метода «двухточечной» поляриметрии лазерной диагностики ткани желудка, авторами предложен новый дополнительный способ дифференциальной диагностики предрака и рака желудка с максимальным уровнем чувствительности - 83% и специфичности - 70%. Разработаны критерии лазерной диагностики биопсийного материала желудка, что точно указывают на малигнизацию.

Ключевые слова: биопсия желудка, лазерная диагностика, "двухточечная поляризация», предрак и рак.

T.G. Moysyuk, O.P. Peresun'ko, A.G. Ushenko*

Pathogenetic argumentation of the method of "two-point" polarimetry in the laser diagnosis of precancer and cancer of the stomach

Bukovinian State Medical University Chernivtsi, Ukraine

Chernitsi's National University of U. Fedkovich*

Summary. Based on theoretical biophysical study of application of the method "two point" laser polarimetry biopsy diagnosis of gastric tissue, the authors proposed a new way of additional differential diagnosis of precancer and cancer of the stomach with a maximum level of sensitivity - 83% and specificity - 70%. Developed criteria for laser diagnostics of gastric biopsy material that accurately indicate malignancy.

Key words: gastric biopsy, laser diagnostics, "two point polarization", precancer and cancer.