

гіпертермії: [доповідь] / Л. А. Поспелов // Міжнародна конференція: «СВЧ-техніка і супутниковий зв'язок». – Севастопіль, 1995. 3. Л. А. Поспелов. Проблеми високочастотної гіпертермії // Л. А. Поспелов // Технічна електродинаміка. Тематичний випуск: Силова електроніка та енергоефективність. – Київ: ІЕД НАНУ, 2010. – Ч. 2. – С. 285-288. 4. Ф. Ю. Драніщев. Псевдостатичне наближення в електродинамічній теорії ВЧ-гіпертермії / Ф. Ю. Драніщев, Л. А. Поспелов // Радіотехніка: [всесукр. міжвід. Науково-техн. зб.] – Харків: НТУ «ХПІ», 2007. – Вип. 149. – С. 140. 5. Л. А. Поспелов. До теорії полоскової антени для ВЧ-гіпертермії / Л. А. Поспелов // Радіотехніка: [зб. н. праць] – Харків-Судак: ХНУРЕ, 2008. [Т III] – С. 70. 6. Л. А. Поспелов. Розробка основ теорії випромінюючого аплікатора для ВЧ гіпертермії / Л. А. Поспелов // Технічна електродинаміка. Тематичний випуск: Силова електроніка та енергоефективність. – Київ: ІЕД НАНУ, 2012. – Ч. 2. – С. 8.

Bibliography (transliterated): 1. Pospelov L. A. The report under Design STCU № 3332 (1996) Working out and research of a radiating electrode-applikator for HF hyperthermia. 2. Pospelov L. A. (1995) Physical and technical problems of the HF hyperthermia [report]. The International conference: "the microwave technic and satellite communication". - Sevastopol. 3. Pospelov L. A. (2010) Problems of a high-frequency hyperthermia. Technicha elektrodinamika. Kiev: IED NASU, 2, 285-288. 4. Dranishchev F. Y., Pospelov L. A. (2007) Pseudo-static approach in the elektro-dynamic theory of the HF hyperthermia. Radioengineering. Kharkov: STU "KhPI", 149, 140. 5. Pospelov L. A. (2008) To the theory of the strip antenna for the HF hyperthermia. Radioengineering. Kharkov - Sudak: HNURE, III, 70. 6. Pospelov L. A. (2012) Working out of bases of the theory of a radiating applicator for HF hyperthermia. Technicha elektrodinamika. Kiev: IED NASU, 2, 8.

Надійшла (received) 15.07.2014

УДК 535.361;536.424.1

В. А. УШЕНКО, аспірант, ЧНУ ім. Ю.Федьковича, Черновці
П. О. АНГЕЛЬСКИЙ, аспірант, ЧНУ ім. Ю.Федьковича, Черновці
О. В. ОЛАР, канд. физ.-мат. наук, ЧНУ ім. Ю.Федьковича, Черновці

КОРРЕЛЯЦИОННЫЙ АНАЛИЗ МЮЛЛЕР – МАТРИЧНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ В ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКЕ МЕХАНИЗМОВ АНИЗОТРОПИИ ПРОТЕИНОВЫХ СЕТЕЙ

Работа направлена на разработку метода азимутально стабильной Мюллер - матричной реконструкции линейного двулучепреломления и дихроизма протеиновых сетей биологических тканей для поляризационно-корреляционной дифференциации степени тяжести предраковых изменений эндометрия (ткани шейки матки). Найдены взаимосвязи между набором статистических моментов 1-го – 4-го порядков, которые характеризуют распределения фазовых сдвигов и коэффициента линейного дихроизма эндометрия, и особенностями его патологии.

Ключевые слова: анизотропия, матрица Мюллера, диагностика.

Введение. Биологические ткани представляют собой структурно неоднородные оптически анизотропные среды с поглощением. Для описания взаимодействия поляризованного света с такими сложными системами необходимы наиболее общие приближения, основанные с использованием Мюллер - матричного формализма.

© В.А.УШЕНКО, П. О. АНГЕЛЬСКИЙ, О. В. ОЛАР, 2014

В настоящее время в биологических и медицинских исследованиях используется множество практических методик, основанных на измерении и анализе матриц Мюллера исследуемых образцов [1–5].

Данная работа направлена на разработку метода азимутально стабильной Мюллер - матричной реконструкции линейного двулучепреломления и дихроизма протеиновых сетей биологических тканей для поляризационно-корреляционной дифференциации степени тяжести предраковых изменений эндометрия (ткани шейки матки).

1. Краткая теория

В основу описания механизмов оптической анизотропии, которой обладают биологические ткани, положены следующие модельные представления:

1. Фибриллярные протеиновые (коллагеновые, эластиновые, миозиновые) сети соединительной и мышечной ткани обладают как линейным двулучепреломлением, так и линейным дихроизмом.

2. Оптические проявления таких механизмов исчерпывающе полно описываются следующими матрицами Мюллера линейного двулучепреломления $\{D\}$ и дихроизма $\{\Psi\}$ [2-4]

$$\{D\} = \begin{pmatrix} 1; & 0; & 0; & 0; \\ 0; & \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta; & \cos 2\rho \sin 2\rho(1 - \cos \delta); & \sin 2\rho \sin \delta; \\ 0; & \cos 2\rho \sin 2\rho(1 - \cos \delta); & \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; & \cos 2\rho \sin \delta; \\ 0; & -\sin 2\rho \sin \delta; & -\cos 2\rho \sin \delta; & \cos \delta \end{pmatrix}. \quad (1)$$

Здесь ρ - направление укладки фибриллы, δ - фазовый сдвиг между линейно-поляризованными ортогональными составляющими амплитуды светового пучка.

$$\{\Psi\} = \begin{pmatrix} 1 & (1 - \Delta\tau)\cos 2\rho & (1 - \Delta\tau)\sin 2\rho & 0 \\ (1 - \Delta\tau)\cos 2\rho & (1 + \Delta\tau)\cos^2 2\rho + 2\sqrt{\Delta\tau} \sin^2 2\rho & (1 - \Delta\tau)\sin 2\rho & 0 \\ (1 - \Delta\tau)\sin 2\rho & (1 - \Delta\tau)\sin 2\rho & (1 + \Delta\tau)\sin^2 2\rho + 2\sqrt{\Delta\tau} \cos^2 2\rho & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2\sqrt{\Delta\tau} \end{pmatrix} \quad (2)$$

Здесь $\Delta\tau = \frac{\tau_x}{\tau_y}$, $\begin{cases} \tau_x = \tau \cos \rho; \\ \tau_y = \tau \sin \rho \end{cases}$, τ_x , τ_y - коэффициенты поглощения линейно-поляризованных ортогональных составляющих амплитуды светового пучка.

Используя данную информацию можно получить азимутально-стабильные инварианты “поляризационной реконструкции” параметров линейного двулучепреломления δ и дихроизма $\Delta\tau$ биологических тканей [5]

$$\delta = \arccos\left(\frac{M_{44}}{2\sqrt{1 - (M_{12}^2 + M_{13}^2)}}\right); \quad (3)$$

$$\Delta\tau = 1 - (M_{12}^2 + M_{13}^2). \quad (4)$$

2. Объекты, методика исследования и алгоритмы обработки Мюллер - матричных изображений

В качестве объектов исследования использовались оптически – тонкие (геометрическая толщина $d \approx 25\mu m \div 30\mu m$, коэффициент ослабления $\tau < 0.1$)

гистологические срезы биопсии ткани шейки матки – эндометрия в двух предраковых состояниях:

- простая атрофия эндометрия – группа 1 (29 образцов);
- полип эндометрия – группа 2 (30 образцов).

На серии рис. 1 – рис. 4 приведены результаты Мюллер – матричной реконструкции параметров анизотропии эндометрия с простой атрофией (рис. 1 и рис. 2) и полипом (рис. 3 и рис. 4).

Каждый рисунок состоит из координатных (фрагменты (1),(2)) и топографических (фрагменты (3)) распределений фазовых сдвигов δ (рис. 1, рис. 2,) и коэффициента линейного дихроизма $\Delta\tau$ (рис. 3, рис. 4). Топографические распределения представляют собой систему линий одинаковых значений $[\delta = 0,1\pi](m \times n)$ и $[\Delta\tau = 0,5](m \times n)$.

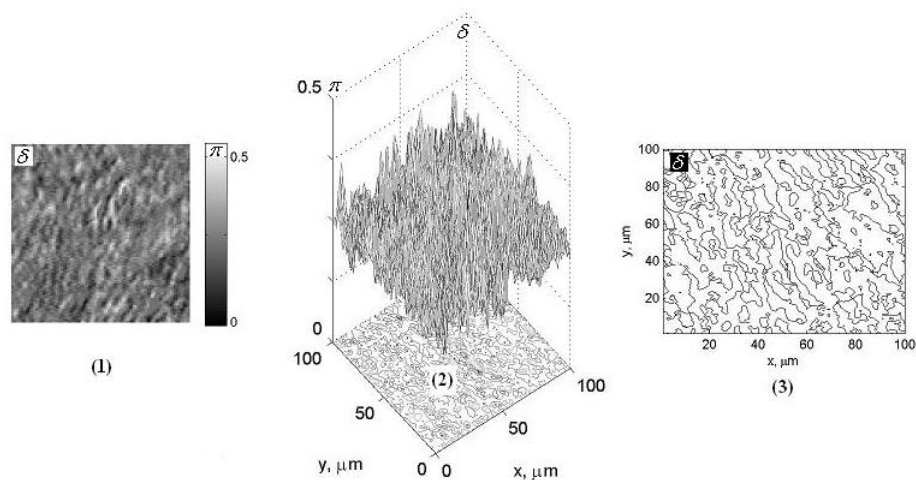


Рис. 1 – Двумерное $2D - \delta(m \times n)$, трехмерное $3D - \delta(m \times n)$ и топографическое $[\delta = 0,1\pi](m \times n)$ распределения фазовых сдвигов δ , вносимых гистологическим срезом эндометрия с простой атрофией

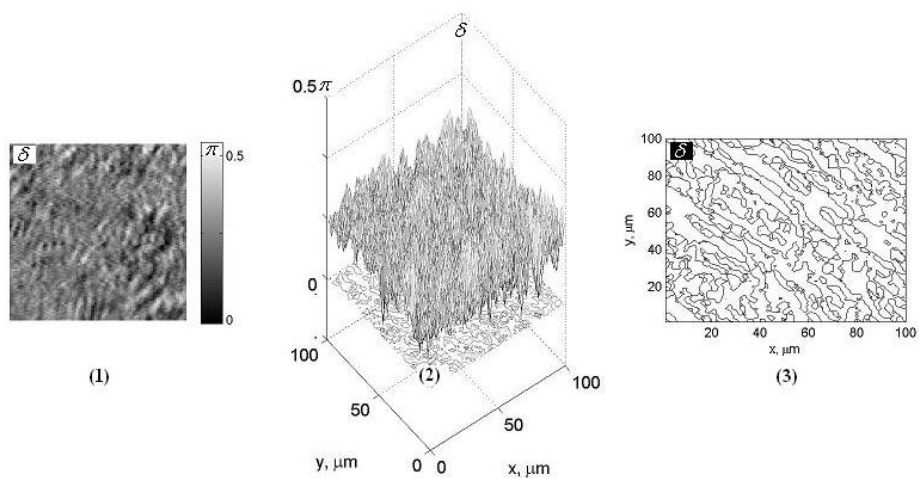


Рис. 2 – Двумерное $2D - \delta(m \times n)$, трехмерное $3D - \delta(m \times n)$ и топографическое $[\delta = 0,1\pi](m \times n)$ распределения фазовых сдвигов δ , вносимых гистологическим срезом полипа эндометрия

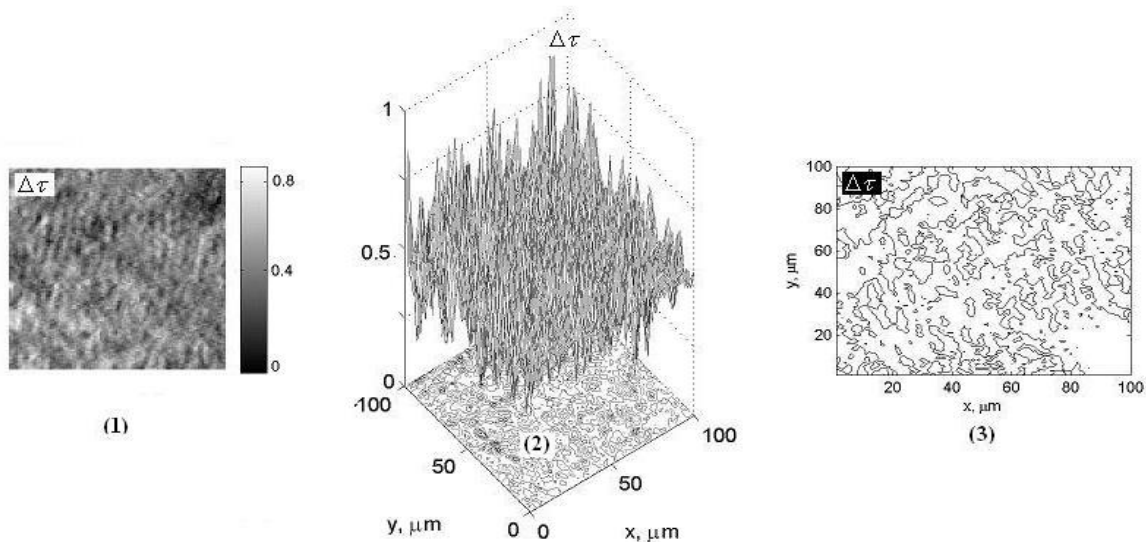


Рис. 3 – Двумерное $2D - \Delta\tau(m \times n)$, трехмерное $3D - \Delta\tau(m \times n)$ и топографическое $[\Delta\tau = 0,5](m \times n)$ распределения коэффициента линейного дихроизма $\Delta\tau$ которым обладает гистологический срез эндометрия с простой атрофией

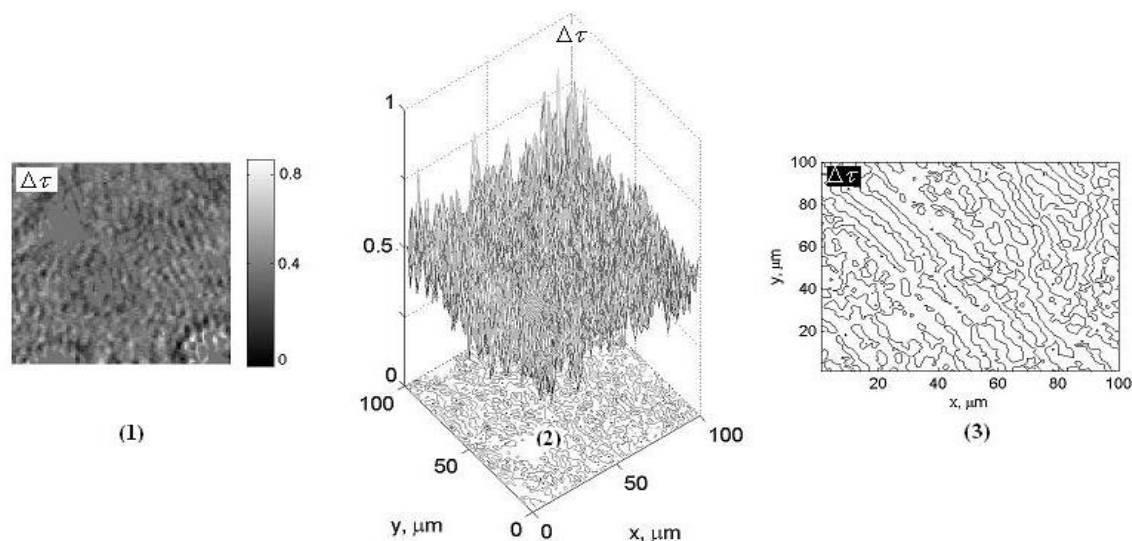


Рис. 4 – Двумерное $2D - \Delta\tau(m \times n)$, трехмерное $3D - \Delta\tau(m \times n)$ и топографическое $[\Delta\tau = 0,5](m \times n)$ распределения коэффициента линейного дихроизма $\Delta\tau$ которым обладает гистологический срез полипа эндометрия

Для возможного клинического использования методики поляризационной реконструкции (соотношения (4), (5)) были проведены ее испытания в пределах двух статистически достоверных групп (доверительный интервал $p < 0,001$) образцов эндометрия обеих групп. В пределах каждой группы определялись:

- статистически усредненные величины $Z_{i=1;2;3;4}(\delta)$ и $Z_{i=1;2;3;4}(\Delta\tau)$ - таблица 1;
- традиционные для доказательной медицины операционные характеристики (для каждого из статистических моментов $Z_{i=1;2;3;4}(\delta)$ и

$Z_{i=1;2;3;4}(\Delta\tau)$ – чувствительность ($Se = \frac{a}{a+b}100\%$), специфичность ($Sp = \frac{c}{c+d}100\%$) и точность ($Ac = \frac{Se + Sp}{2}$), где a и b - количество правильных и неправильных диагнозов в пределах группы 1; c и d - то же в пределах группы 2 – таблица 2.

Таблица 1 – Статистические моменты 1-го – 4-го порядка, которые характеризуют распределения параметров Мюллер-матричной реконструкции

Z_i	δ		$\Delta\tau$	
	Атрофия	Полип	Атрофия	Полип
Z_1	$0,22 \pm 0,028$	$0,23 \pm 0,029$	$0,48 \pm 0,078$	$0,53 \pm 0,091$
Z_2	$0,1 \pm 0,014$	$0,13 \pm 0,017$	$0,23 \pm 0,037$	$0,18 \pm 0,023$
Z_3	$1,23 \pm 0,18$	$0,88 \pm 0,12$	$0,69 \pm 0,098$	$0,95 \pm 0,11$
Z_4	$1,81 \pm 0,27$	$1,27 \pm 0,16$	$0,81 \pm 0,11$	$1,04 \pm 0,14$

Таблица 2 – Точность статистического анализа в Мюллер – матричной реконструкции параметров анизотропии

Z_i	$Ac(\delta),100\%$	$Ac(\Delta\tau),100\%$
Z_1	52	54
Z_2	53	58
Z_3	58	64
Z_4	60	68

Таким образом, статистический анализ реконструированных распределений линейного двулучепреломления и линейного дихроизма оказался недостаточно эффективным в задаче дифференциальной диагностики предраковых состояний эндометрия - $Ac(\delta) \leq 60\%$ и $Ac(\Delta\tau) \leq 68\%$.

Выводы.

1. На основе модели обобщенной оптической анизотропии, которой обладают протеиновые сети биологических тканей, разработан метод азимутально-инвариантной Мюллер – матричной реконструкции параметров линейного двулучепреломления и линейного дихроизма.

2. Найдены взаимосвязи между набором статистических моментов 1-го – 4-го порядков, которые характеризуют распределения фазовых сдвигов и коэффициента линейного дихроизма эндометрия, и особенностями его патологии.

Список литературы: 1. *J. M. Bueno*. Spatially resolved polarization properties for in vitro corneas / *J. M. Bueno, J. Jaronski* // *Ophthalm. Physiol. Opt.* – Vol. 21, No. 5, – 384-392 (2001). 2. *J. M. Bueno*. Measurements of the corneal birefringence with a liquid-crystal imaging polariscope / *J. M. Bueno, F. Vargas-Martin* // *Applied Optics*, – Vol. 41, No. 1, – 116-124 (January 2002). 3. *J. M. Bueno*. Polarization properties of the in vitro old human crystalline lens / *J. M. Bueno, M. C. W. Campbell* // *Ophthalm. Physiol. Opt.* 23, – 109–118 (2003). 4. *T. T. Tower*. Alignment Maps of Tissues: I. Microscopic Elliptical Polarimetry / *T. T. Tower, R. T. Tranquillo* // *Biophys. J.*, Vol. 81, 2954-2963, 2001. 4. *T. T. Tower*. Alignment Maps of

Tissues: II. Fast Harmonic Analysis for Imaging / T. T. Tower, R. T. Tranquillo // Biophys. J., – Vol. 81, – 2964-2971, 2001.

Bibliography (translate): 1. J. M. Bueno, J. Jaronski. Spatially resolved polarization properties for in vitro corneas. Ophthal. Physiol. Opt. Vol. 21. No. 5. 384-392 (2001). 2. J. M. Bueno, F. Vargas-Martin. Measurements of the corneal birefringence with a liquid-crystal imaging polariscope. Applied Optics. Vol. 41. No. 1. 116-124 (January 2002). 3. J. M. Bueno, M. C. W. Campbell. Polarization properties of the in vitro old human crystalline lens. Ophthal. Physiol. Opt. 23. 109–118 (2003). 4. T. T. Tower, R. T. Tranquillo. Alignment Maps of Tissues: I. Microscopic Elliptical Polarimetry. Biophys. J. Vol. 81. 2954-2963. 2001. 4. T. T. Tower, R. T. Tranquillo. Alignment Maps of Tissues: II. Fast Harmonic Analysis for Imaging. Biophys. J. Vol. 81. 2964-2971. 2001.

Надійшла (received) 22.07.2014

УДК 615.47; 616.073

А. В. ЛЕБЕДЕВ, д-р техн. наук, ІЭС НАН України, Київ;
Н. Н. ЮРЧЕНКО, д-р техн. наук, ІЭД НАН України, Київ;
А. Г. ДУБКО, канд. техн. наук, ІЭС НАН України, Київ;
И. А. БОЙКО, магістрант, НТУ «КПІ», Київ;

ПРИМЕНЕНИЕ ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА SOLID WORKS ДЛЯ ОБУЧЕНИЯ СТУДЕНТОВ ОСНОВАМ ПРОЕКТИРОВАНИЯ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКОГО ОБОРУДОВАНИЯ

Рассмотрены возможности обучения студентов комплексу Solid Works на примере проектирования оборудования для сварки живых тканей. Исследована зависимость прочности сваренных кровеносных сосудов от диаметра и модуля прочности. Показано применение Solid Works при изучении тепловых и механических процессов. С помощью комплекса Solid Works можно рассчитать распределение механических напряжений, резонансные частоты, прочность и нагрев деталей оборудования для сварки живых тканей.

Ключевые слова: SolidWorks, сварка живых тканей, артерия, прочность.

Введение. Программный комплекс САПР Solid Works – одна из лучших программ для обучения студентов проектированию оборудования медицинского назначения. Для того чтобы получить оптимальное конструкторское решение и ускорить проектирование, сначала создаются 3-D модели узлов и деталей. Затем, с помощью встроенного пакета Simulation, выполняют моделирование и находят оптимальные параметры. Использование для моделирования других пакетов, например ANSYS или ABAQUS, менее удобно, так как они менее понятны и более тяжелы в обучении.

Анализ комплекса Solid Works. В качестве примера рассмотрим применение комплекса Solid Works для проектирования сварочных швов, перекрывающих кровеносные сосуды. Использование технологии сварки живых тканей при перекрытии кровеносных сосудов позволяет осуществлять доступ и мобилизацию органов с минимальными потерями. Операции производятся на «сухом» операционном поле. При этом уменьшается продолжительность, упрощается техника выполнения, не используется шовный материал, уменьшается времени операции и восстановительного периода [1-2].

© А. В. ЛЕБЕДЕВ, Н. Н. ЮРЧЕНКО, А. Г. ДУБКО, И. А. БОЙКО, 2014