

где d – толщина измеряемой пластины 9; n_1 – значение показателя преломления эталонного вещества или вакуума (в данном случае воздуха).

Такая измерительная установка открывает широкие возможности оперативного измерения показателей преломления твердых, жидких и газообразных веществ и материалов. Тестовые измерения на фторопластовых пластинах толщиной $d = 50, 200$ и 300 мкм дали величину показателя преломления 1,4. Более точное его значение можно получить при увеличении толщины измеряемого образца. Для этого можно последовательно увеличивать количество измеряемых пластин с одновременной подстройкой ИОР. При измерении пакета из 10 фторопластовых пластин толщиной по 200 мкм расчет по формуле (1) дает величину показателя преломления 1,44, что соответствует справочным данным.

Однако при дальнейшем увеличении толщины исследуемого вещества растут потери, вносимые в измерительный резонатор, снижается его добротность и расширяется резонансный пик мощности. Это приводит к увеличению погрешности измерения ΔL и снижению точности определения показателя преломления. Избежать этого можно, разместив исследуемый образец между зеркалами резонатора 1, 2 субмиллиметрового лазера, работающего в одномодовом одночастотном режиме (см. «Спосіб визначення показника заломлення прозорих речовин». Патент України № UA 103393 С2 від 10.10.2013 на винахід, бюл. №19, по заявці № а 2011 15456 від 27.12.2011 / В.К.Кісельов, М.І.Дзюбенко, В.П.Радіонов) – рис. 2.

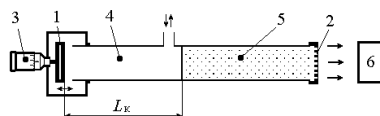


Рис. 2. Схема измерения показателей преломления с помещением измеряемого материала в резонатор

Зеркало 1 снабжено микрометрическим механизмом 3 для перемещения его вдоль оси резонатора. Частично прозрачное зеркало 2 служит для вывода излучения в приемник 6. Между зеркалами 1 и 2 резонатора расположены лазерный активный элемент 5 и измерительная полость или кювета 4, в которой производится сравнение показателей преломления исследуемого вещества и воздуха (вакуума). Последовательность измерения, например газообразного вещества, следующая. Сначала в измерительной кювете 4 создается вакуум. Перемещением зеркала 1 достигается максимум генерации, что соответствует настройке резонатора на центральную частоту линии излучения активного вещества. Затем кювета 4 заполняется измеряемым газообразным веществом. Это вызывает изменение среднего показателя преломления в резонаторе, расстройку последнего и уменьшение интенсивности излучения или исчезновение лазерной генерации. Для восстановления максимума интенсивности генерации необходимо подстроить резонатор путем перемещения зеркала 1. Под-

стройка лазера производится синхронно с напуском газа, чтобы резонатор оставался настроенным на одну и ту же продольную моду. Величина перемещения ΔL регистрируется на микрометрической шкале механизма 3. Абсолютное значение величины показателя преломления исследуемого вещества определяют по формуле:

$$n_2 = \frac{L_{к1}}{L_{к1} - \Delta L}, \quad (2)$$

где $L_{к1}$ – длина измерительной кюветы 4; ΔL – изменение расстояния между зеркалами 1 и 2.

Результаты. Разработанные методы измерения показателей преломления веществ в ТГц диапазоне позволяют осуществлять как оперативные (экспресс), так и высокоточные измерения. Исследуемые вещества могут быть в твердом, жидком и газообразном состоянии.

Выводы. Резонансные методы измерения показателей преломления веществ в ТГц диапазоне позволяют повысить эффективность биомедицинских лазерных установок.

ЭФЕКТИВНІСТЬ СИСТЕМИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ ОРІЄНТАЦІЙНОЇ ТОМОГРАФІЇ ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗІВ У ДІАГНОСТИЦІ ПАТОЛОГІЇ ПЕЧІНКИ ПАЦІЮКІВ

Заболотна Н.І., Павлов С.В., Радченко К.О., Краснощока А.К.

Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна,

Актуальність. Сьогодні методи двовимірної лазерної поляриметрії в поєднанні з сучасними методами оброблення та аналізу поляризаційних зображень дозволяють отримувати нову інформацію про досліджувані біологічні тканини, на основі якої можна здійснювати діагностику змін їх оптико-анізотропних параметрів (напрямів орієнтації осей укладання фібрилярних волокон тканин та їх фазових зсувів), викликаних патологічними змінами.

Раніше авторами була встановлена діагностична ефективність застосування систем двовимірної Мюллер-матричної орієнтаційної та фазової томографії для диференціації оптико-анізотропних параметрів репрезентативних вибірок гістологічних зрізів печінки здорових і хворих на гепатит пацієнтів. В той же час була продемонстрована можливість поляризаційного відтворення орієнтаційних параметрів оптично тонких шарів біологічних тканин шляхом визначення серії орієнтаційних томограм з наступним статистичним, кореляційним і фрактальним оцінюванням їх структури в системі орієнтаційної поляриметрії на основі схрещених поляризатора та аналізатора, що синхронно обертаються.

Отже, виникає актуальна задача вивчення діагностичної ефективності системи поляризаційної орієнтаційної томографії при дослідженні гістологічних зрізів печінки пацюків і її порівняння з попередніми результатами.

Мета роботи: проаналізувати можливості об'єктивної діагностики патологічних змін біологічних тканин печінки пацюків шляхом комплексного аналізу томограм їх гістологічних зрізів за допомогою системи поляризаційної орієнтаційної томографії.

Матеріали та методи. В якості об'єктів дослідження було обрано дві репрезентативні вибірки ($N_1 = N_2 = N = 43$) гістологічних зрізів печінки здорових (група 1) і хворих на гепатит (група 2) пацюків. На даному етапі досліджувалися зразки нефарбованих гістологічних зрізів, взяті у щурів з верифікованим діагнозом.

За методом прямої реконструкції (томографії) розподілів орієнтаційних параметрів шару біологічної тканини його розміщували між лінійними поляризаційними фільтрами (поляризатором та аналізатором) з перехрещеними площинами пропускання $\alpha = \theta + 90^\circ$. Якщо синхронно обернути таку систему взаємно схрещених поляризаційних фільтрів, то значення азимуту поляризації $\tilde{\alpha}$ в деякій (jk) точці співпадатиме з напрямом оптичної осі біологічного кристалу $\tilde{\alpha}(jk) = \rho(jk)$.

Таким чином можна одержати серію координатних розподілів однаково орієнтацій оптичних осей полікристалічної мережі біологічних кристалів, або орієнтаційних томограм $R(\theta_k)$, якщо проводити моніторинг змін координатних розподілів нульових значень інтенсивності поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень анізотропного шару при синхронному обертанні схрещених поляризаційних фільтрів з кроком $\Delta\theta$. Далі над отриманими орієнтаційними томограмами здійснювався статистичний, кореляційний та фрактальний аналіз, в результаті чого визначались статистичні, кореляційні та спектральні моменти 1-4-го порядків. 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 оцінювання сили методу $U^\alpha \Leftrightarrow \left\{ \begin{matrix} Se \\ Sp \\ Ac \\ +VP \\ -VP \end{matrix} \right\}$ на основі

формування матриці рішень за даними застосування орієнтаційної томографії гістологічних зрізів тканин печінки пацюків, 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. Результати статистичного та інформаційного аналізу діагностичних можливостей систем орієнтаційного двовимірного томографування гістологічних зрізів тканин печінки двох репрезентативних вибірок пацюків різного фізіологічного стану наведені у табл. 1 і табл. 2.

Порівняльний аналіз одержаних даних (табл. 1) виявив наступні кількісні статистичні критерії орієнтаційної диференціації проявів двопробе-

заломлення тканини печінки здорових і хворих на гепатит пацюків $\{\Delta M_3 = 1,38; \Delta M_4 = 1,53\}$.

Таблиця 1

Середнє (\bar{g}) і стандартне відхилення ($\pm\sigma$) параметрів g , які характеризують орієнтаційні томограми зразків гістологічних зрізів тканини печінки пацюків обох груп

| g | Група 1 | Група 2 |
|-------|------------------|------------------|
| M_1 | $0,72 \pm 0,014$ | $0,64 \pm 0,019$ |
| M_2 | $0,29 \pm 0,016$ | $0,25 \pm 0,022$ |
| M_3 | $0,21 \pm 0,011$ | $0,29 \pm 0,014$ |
| M_4 | $0,15 \pm 0,049$ | $0,23 \pm 0,028$ |
| Q_2 | $0,14 \pm 0,008$ | $0,16 \pm 0,009$ |
| Q_3 | $0,09 \pm 0,011$ | $0,11 \pm 0,013$ |
| Q_4 | $1,02 \pm 0,095$ | $0,94 \pm 0,078$ |
| J_1 | $0,61 \pm 0,061$ | $0,57 \pm 0,069$ |
| J_2 | $0,18 \pm 0,021$ | $0,21 \pm 0,023$ |
| J_3 | $0,31 \pm 0,018$ | $0,28 \pm 0,019$ |
| J_4 | $0,19 \pm 0,021$ | $0,22 \pm 0,023$ |

Таблиця 2

Параметри інформативності системи орієнтаційного томографування гістологічних зрізів печінки пацюків

| g | TN, FP | $Sp, \%$ | TP, FN | $Se, \%$ | $Ac, \%$ |
|-----------|-------------------|----------|-------------------|----------|----------|
| $M_{i=3}$ | $TN = 35; FP = 8$ | 81 | $TP = 36; FN = 7$ | 84 | 82,5 |
| $M_{i=4}$ | $TN = 36; FP = 7$ | 84 | $TP = 36; FN = 7$ | 84 | 84 |

Висновки. Одержані результати виявили адекватність рівня збалансованої точності статистичного аналізу орієнтаційних томограм ($Ac(M_{i=3;4}) = 82,5\% - 84\% \uparrow$), які характеризують розподіли напрямів оптичних осей полікристалічної складової тканини печінки пацюків обох груп, і дослідженого раніше методу орієнтаційного двовимірного Мюллер-матричного томографування таких зразків ($Ac(M_{i=1-4}) = 80\% \uparrow$; $Ac(Q_{i=1-4}) = 82,5\%$).