

різця. Таке скрайбування проходить по всьому контуру світловода і дозволяє після сколювання отримувати рівну, без мікросколів і тріщин поверхню кварцового волокна.

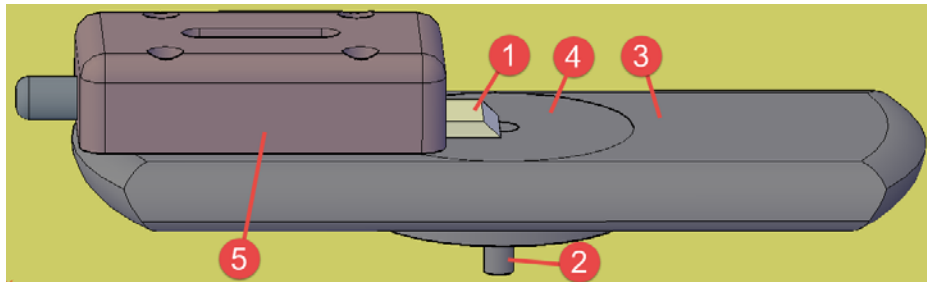


Рис. 2. Різак для контурного скрайбування: 1 – сапфіровий різець, 2 – розетка конектора, 3 – корпус обертової частини, 4 – підшипник, 5 – утримувач сапфірового різця з механізмом регулювання тиску на оптичне волокно

Переваги розробленого нами різака: рівномірний скол волокна; точність роботи сапфірового різця; легкість у використанні.

Отже, на даному етапі розроблений нами різак може використовуватися для сколювання зафіксованого світловода в конекторі для подальшої обробки торця. Різак для радіального скрайбування оптоволокна є перспективним у технології виготовлення світловодів медичного призначення - для сколювання дистального кінця волокна щодо контактної роботи високоінтенсивного лазера із тканинами. Якісний скол такого кварцового волокна дуже важливий, бо від нього залежать багато вихідних характеристик лазерного випромінювання.

Надалі планується вдосконалити різак та використовувати його в медицині для сколювання різних діаметрів світловоду.

СИСТЕМА МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ ОПТИЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ МЕРЕЖ ПЛАЗМИ КРОВІ

Заболотна Н.І., Радченко К.О.

Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна

Актуальність. Останнім часом значно зріс інтерес до поляризаційних методів дослідження біологічних об'єктів (БО), які засновані на аналізі поляризаційних властивостей БО при зондуванні лазерним випромінюванням, що, в свою чергу, дозволяє отримувати якісно нові результати при дослідженні різного роду БО. Одним із перспективних напрямків розвитку біомедичних систем оптичної поляризаційної діагностики є розробка автоматизованих систем двовимірної лазерної поляриметрії мікроскопічних зобра-

жень біологічних тканин, які б дозволяли проводити багатопараметричний об'єктивний комплексний аналіз одержаних даних про будову БО з наступним формуванням та класифікуванням діагностичного показника БО.

Мета роботи – розширення діагностичних можливостей системи Мюллер-матричної томографії полікристалічних мереж плазми крові (ПК) за допомогою оцінки їх орієнтаційно-фазової структури у комплексі зі статистичним, кореляційним та фрактальним аналізом отриманих зображень ПК для діагностичних завдань медицини.

Методи і матеріали. Досліджувались зразки ПК двох груп пацієнтів, що відповідають двом фізіологічним станам: норма (21 пацієнт) та патологія (19 хворих на рак молочної залози).

Методи Мюллер-матричної томографії реалізуються за допомогою системи, що містить вимірювальний канал (випромінювальний блок, коліматор, блок поляризаційного сканування, об'єктний блок, проєкційний блок, поляризаційні фільтри, блок реєстрації та двовимірної дискретизації даних), який здійснює формування «орієнтаційних» $f_{22} (m \times n)$, «фазових» $f_{44} (m \times n)$ та «орієнтаційно-фазових» $f_{23} (m \times n)$ Мюллер-матричних зображень структури ПК; персональний комп'ютер зі спеціальним програмним забезпеченням для математичної обробки даних (статистичний, кореляційний та фрактальний аналіз); блок мікроконтролерного керування кроковими двигунами, які здійснюють лінійне та кутове переміщення рухомих складових системи в різних режимах експерименту, драйвери та датчики позиціонування крокових двигунів. Відмінною рисою даної системи є її повна автоматизація та уніфікованість, тому час вимірювання та всього експерименту зменшується, у значній мірі вилучається інструментальна похибка і в результаті підвищується точність отриманих результатів.

В якості діагностичних параметрів були обрані відповідні елементи матриці Мюллера, що характеризують «орієнтаційні», «фазові» та «орієнтаційно-фазові» параметри ПК.

Результати та їх обговорення. В табл. 1 (а) приведені значення статистичних моментів від 1-го до 4-го порядків, які характеризують «орієнтаційні» $f_{22} (m \times n)$, «фазові» $f_{44} (m \times n)$ та «орієнтаційно-фазові» $f_{23} (m \times n)$ елементи Мюллер-матричних зображень ПК.

При обробці отриманих результатів було визначено такі найбільш помітні залежності між статистичними параметрами розподілів зображень здорової та патологічно зміненої ПК:

- величина асиметрії M_3 координатного «орієнтаційного» $f_{22} (m \times n)$ розподілу зразка, що відповідає здоровому стану, від патологічно зміненого відрізняється в межах від 1,4 до 5 разів;
- ексцес M_4 координатного «фазового» $f_{44} (m \times n)$ розподілу зразка, що відповідає здоровому стану, від патологічно зміненого відрізняється у 20 разів;
- величини M_3 та M_4 «орієнтаційно-фазового» розподілу $f_{23} (m \times n)$ зразка, що відповідає здоровому стану, від патологічно зміненого відрізняється в межах від 4,3 до 5 разів.

У табл. 1 (б) показані величини фрактальних параметрів розподілів елементів у отриманих Мюллер-матричних зображеннях ПК, що відповідають здоровому та патологічно зміненому станам. У ході аналізу цих даних було встановлено наступні особливості:

- має місце трансформація фрактальних параметрів «орієнтаційних» розподілів у мультифрактальні параметри;
- збільшення від 15% до 25% значень величини фрактальних параметрів для «орієнтаційно-фазових» та «фазових» розподілів.

Висновки. Встановлено, що біохімічні зміни у структурі ПК, які відбуваються при розвитку патологій, яскраво виражені у змінах статистичних (особливо чутливими є 3-й та 4-й параметри) і фрактальних параметрів, що характеризують набір елементів Мюллер-матричних зображень $f_{ik} (m \times n)$, саме тому вони можуть бути використані в якості нових параметрів для діагностики ПК людини. Але отримані результати вказують на те, що існують певні труднощі при подальшій діагностичній класифікації досліджуваного об'єкту на «норму» та «патологію», так як виникають ситуації, коли отримане числове значення певного параметру потрапляє у встановлені числові межі як «норми», так і «патології», викликаючи тим самим невизначеність. Але цей недолік при класифікації усувається шляхом використання методів нечіткої логіки, тому наша подальша робота буде спрямована на розроблення відповідного класифікаційного математичного апарату.

Таблиця 1

Набір статистичних (а) і фрактальних (б) параметрів розподілів Мюллер-матричних зображень ПК та елементів відповідно

(а)

f_{ik}	M_i	Норма	Патологія
f_{22}	M_1	0,73±0,087	0,72±0,084
	M_2	0,06±0,008	0,07±0,009
	M_3	1,68±0,23	0,31±0,037
	M_4	3,25±0,44	0,47±0,054
f_{44}	M_1	0,17±0,022	0,32±0,041
	M_2	0,12±0,018	0,14±0,018
	M_3	0,23±0,033	0,28±0,036
	M_4	2,09±0,27	0,11±0,015
f_{23}	M_1	0,19±0,024	0,16±0,021
	M_2	0,05±0,007	0,03±0,005
	M_3	0,87±0,093	0,16±0,022
	M_4	7,27±0,96	0,35±0,045

(б)

Z_{ik}	D_i	Норма	Патологія
Z_{22}	D_1	2,12±0,14	2,17±0,18
	D_2	-	1,86±0,15
	D_3	-	2,01±0,21
Z_{44}	D_1	1,98±0,127	2,07±0,21
	D_2	1,76±0,19	1,83±0,17
	D_3	-	2,31±0,24
Z_{23}	D_1	2,07±0,19	2,12±0,18
	D_2	2,18±0,13	2,27±0,19
	D_3	-	1,83±0,13