



УКРАЇНА

(19) UA (11) 61160 (13) U
(51) МПК (2011.01)
G01N 33/48 (2006.01)
A61B 5/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальністю
власника
патенту

**(54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ОПТИКО-АніЗОТРОПНИХ ШАРІВ
БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ**

1

2

(21) u201015393

(22) 20.12.2010

(24) 11.07.2011

(46) 11.07.2011, Бюл.№ 13, 2011 р.

(72) ЗАБОЛОТНА НАТАЛІЯ ІВАНІВНА, УШЕНКО
ОЛЕКСАНДР ГРИГОРОВИЧ

(73) ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ

(57) Спосіб вимірювання Мюллер-матричних зображень оптико-анізотропних шарів, що включає формування різнополяризованих лазерних пучків зондування гістологічного зрізу біологічної тканини, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь блок поляризаційного аналізу, вимірювання координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивності, який **відрізняється** тим, що об'єкт зондується випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм, формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, послідовно пропускають

його крізь чотири канали поляризаційного опромінювача, формуючи серію зондуючих пучків з азимутами поляризації "0°"; "90°"; "45°"; і "права циркуляція", в межах кожного каналу зондування за допомогою мікрооб'єктива, кутову апертуру якого узгоджують із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного шару в площині цифрової світлочувливої камери, що налічує $m \times n = 800 \text{ріх} \times 600 \text{ріх}$, кожний з яких має просторову роздільну здатність $2 \mu\text{m}$, для кожного типу поляризації зондуючого пучка вимірюють шість координатних розподілів інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару шляхом використання шести паралельних каналів поляризаційного аналізу "0°"; "90°"; "45°"; "135°"; "права циркуляція" і "ліва циркуляція", та обчислюють шляхом алгоритмічної обробки величин інтенсивності значення елементів матриці Мюллера, на основі чого одержують шістнадцять Мюллер-матричних зображень.

Корисна модель відноситься до фізичної оптики, лазерної фізики, а також до вимірювальної техніки і може бути використана для вимірювання координатних розподілів елементів матриці Мюллера (в подальшому Мюллер-матричних зображень) фазово-неоднорідних шарів біологічних об'єктів, що актуально у діагностиці їх полікристалічної структури.

Відомі способи вимірювання матриць Мюллера є статистичними по своїй природі і засновані на визначенні змін інтенсивності у далекій зоні дифракції ортогональних компонент поляризованого випромінювання розсіяного оптично-неоднорідними шарами. Вся сукупність вимірюваних значень інтенсивності являє собою результат статистичного усереднення параметрів поляризації за великою кількістю оптичних неоднорідностей об'єкту діагностики.

Відомий оптичний спосіб вимірювання матриць Мюллера оптично анізотропних шарів [O.V.Angel'skii, A.G.Ushenko, A.D.Arkhelyuk,

S.B.Ermolenko, D.N.Burkovets, "Structure of matrices for the transformation of laser radiation by biofractals," Quantum Electronics, vol. 29(12), pp. 1074-1077, 1999] заснований на аналізі кутових змін інтенсивності пучків різнополяризованого розсіяного лазерного випромінювання у далекій зоні дифракції Фраунгофера.

Недоліком способу є відсутність діагностичних параметрів, які ефективні для координатної діагностики структури оптико анізотропної складової фазово-неоднорідного об'єкту дослідження, що приводить до обмеження функціональних можливостей діагностики оптичної анізотропії у зв'язку з низькою достовірністю внаслідок статистичного усереднення вимірюваної інтенсивності.

Відомий також спосіб визначення оптико-геометричної структури анізотропної складової біологічних тканин шляхом оцінки півширини індикатрис елементів матриці Мюллера зображень біологічних тканин [A.G.Ushenko, and V.P.Pishak. Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and

(13) U

(11) 61160

(19) UA

Applications // in Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science / ed. V. Tuchin. - Kluwer Academic Publishers, 2004. - P.67.].

У способі за допомогою обертання "одноканального" поляризатора формують серію різнополяризованих пучків, якими опромінують гістологічний зріз біологічної тканини і шляхом обертання "одноканального" поляризатора-аналізатора у далекій зоні дифракції вимірюють кутові розподіли значень елементів матриці Мюллера, за півшириною яких визначають середньо статистичні параметри оптико-геометричної структури архітектонічної сітки сполучної і м'язової біологічних тканин.

Основним недоліком способу-аналога, є відсутність даних про координатний розподіл статистичних параметрів оптико-геометричної структури архітектонічної сітки, що приводить до обмеження інформативності, а також низька точність вимірювання.

Найближчим аналогом корисної моделі є спосіб визначення координатних розподілів елементів матриці Мюллера біологічних тканин, який включає формування різнополяризованих лазерних пучків зондування гістологічного зрізу біологічної тканини, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, в подальшому блок поляризаційного аналізу, вимірювання координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивності [O.V.Angelsky, A.G.Ushenko, Yu.A.Ushenko, V. P. Pishak, "Statistical and Fractal Structure of Biological Tissue Mueller Matrix Images", in Optical Correlation Techniques and Applications, Oleg V. Angelsky, Ed. Washington: Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, 2007, pp. 213-266], при якому структура оптико-анізотропної складової визначається шляхом аналізу гістограм випадкових значень сукупності матричних елементів.

Недоліками аналога є низька точність вимірювання, обумовлена використанням одноканального поляризаційного зондування оптико-анізотропних шарів біооб'єкту та аналізу їх лазерних зображень, а також формуванням розвиненого спекл-фону у зображенні біологічної тканини за рахунок виходу виходу висококогерентного джерела зондування випромінювання, що спотворює координатний розподіл матричних елементів і знижує інформативність методу.

В основу корисної моделі поставлене завдання створення способу вимірювання Мюллер-матричних зображень оптико-анізотропних шарів, в якому за рахунок використання низькокогерентного багатоканального поляризаційного зондування оптико-анізотропних шарів біооб'єкту та аналізу їх лазерних зображень досягається можливість використання низько когерентного лазерного випромінювання, що приводить до підвищення точності діагностики оптичної анізотропії.

Поставлене завдання вирішується тим, що у способі вимірювання Мюллер-матричних зображень оптико-анізотропних шарів, який включає формування різнополяризованих лазерних пучків зондування гістологічного зрізу біологічної тканини, проектування лазерного зображення у площині

цифрової камери крізь блок поляризаційного аналізу, вимірювання координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивностей, об'єкт зондують випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діоду з довжиною хвилі 0,64 мкм, формують паралельний правочиркулярно поляризований лазерний пучок, послідовно пропускають його крізь чотири канали поляризаційного опромінювача, формуючи серію зондуючих пучків з азимутами поляризації "0°"; "90°"; "45°"; і "права циркуляція", в межах кожного каналу зондування за допомогою мікрооб'єктиву, куту апертуру якого узгоджують із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного шару в площині цифрової світлочутливої камери, що налічує $m \times n = 800 \text{ріх} \times 600 \text{ріх}$, кожний з яких володіє просторовою роздільною здатністю $2 \mu\text{m}$, для кожного типу поляризації зондуючого пучка вимірюють шість координатних розподілів інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару шляхом використання шести паралельних каналів поляризаційного аналізу "0°"; "90°"; "45°"; "135°" "права циркуляція" і "ліва циркуляція" та обчислюють шляхом алгоритмічної обробки величин інтенсивності значення елементів матриці Мюллера.

На фіг.1 представлено оптичну схему пристрою, який реалізує запропонований спосіб; на фіг.2 представлено приклад поляризаційних зображень гістологічного зрізу м'язової тканини; на фіг.3 представлено приклад Мюллер-матричних зображень $Z_{1k=1;2;3;4}(m \times n)$ м'язової тканини; на фіг.4 - приклад Мюллер-матричних зображень $Z_{2k=1;2;3;4}(m \times n)$ м'язової тканини; на фіг.5-приклад Мюллер-матричних зображень $Z_{3k=1;2;3;4}(m \times n)$ м'язової тканини; на фіг.6 - приклад Мюллер-матричних зображень $Z_{4k=1;2;3;4}(m \times n)$ м'язової тканини.

Пристрій, який реалізує запропонований спосіб, містить напівпровідниковий лазер 1, оптичний вихід якого через коліматор 2 і чвертьхвильову пластинку 3 оптично з'єднаний із чотирьоканальним поляризаційним опромінювачем, утвореним поляризатором 4 і чвертьхвильовою пластинкою 5, оптичний вихід якого з'єднаний через біооб'єкт 6 і мікрооб'єктив 7 з оптичним входом шестиканального блоку поляризаційного аналізу, утвореного чвертьхвильовою пластинкою 8 і аналізатором 9. Вихід шестиканального блоку поляризаційного аналізу оптично з'єднаний з входом цифрової світлочутливої камери 10, вихід якої з'єднаний з входом персонального комп'ютера 11.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані.

У результаті багатоканального зондування і поляризаційного аналізу визначалися параметри вектора Стокса зображення анізотропного шару $\{S_{i=1;2;3;4}\}$ сформовані за виміряними інтенсивностями $I_{\theta}^{(\alpha, \beta_0)}(m \times n)$ в залежності від площини поляризації α ("0°"; "90°"; "45°"; "135°", "права циркуляція") та площини поляризаційного аналізу (3

("0°"; "90°"; "45°"; "135°" "права циркуляція" і "ліва циркуляція") за наступними алгоритмами:

$$\begin{cases} S_1^{q=1;2;3;4} = I(0^\circ) + I(90^\circ); \\ S_2^{q=1;2;3;4} = I(0^\circ) + I(90^\circ); \\ S_3^{q=1;2;3;4} = I(45^\circ) + I(135^\circ); \\ S_4^{q=1;2;3;4} = I(\otimes) + I(\oplus); \end{cases} \quad (1)$$

Індекси $q = 1;2;3;4$ відповідають наступним станам поляризації освітлюючого пучка: 1 - лінійно поляризований з азимутом 0° ; 2 - лінійно поляризований з азимутом 90° ; 3 - лінійно поляризований з азимутом $+45^\circ$; 4 - право циркулярно поляризований (\otimes) .

Спосіб здійснюється наступним чином. Опромінювання проводять циркулярно поляризованим паралельним пучком ($\varnothing = 10^4$ мкм) напівпровідникового лазера ($\lambda = 0,64$ мкм) 1, який формують колімпатором 2 і чвертьхвильовою пластинкою 3. За допомогою чотирьохканального поляризаційного опромінювача (чвертьхвильова пластинка 5 і поляризатор 4) послідовно формують серію зондуючих пучків з азимутами поляризації "0°"; "90°"; "45°"; і "права циркуляція", якими послідовно опромінюють біологічний об'єкт 6. Зображення анізотропного шару біологічного об'єкту 6 проєктують за допомогою мікрооб'єктиву 7 через шестиканальний блок поляризаційного аналізу (чвертьхвильову пластинку 8 і аналізатор 9) в площину світлочутливої площадки $m \times n = 800 \text{ріх} \times 600 \text{ніх}$ цифрової світлочутливої CCD камери 10, і одержують сукупність з 24-х зображень шляхом поляризаційної фільтрації (з азимутами поляризації "0°"; "90°"; "45°"; "135°" "права циркуляція" і "ліва циркуляція") (фіг.2). З виходу цифрової світлочутливої CCD камери 10 отримані зображення вводяться в персональний комп'ютер 11, де по черзі визначають (співвідношення (1)) координатні розподіли параметрів вектора Стокса для серії відповідних лазерних зображень.

Відповідні елементи матриці Мюллера для об'єкту дослідження формують в результаті алгоритмічної обробки вимірних даних за допомогою персонального комп'ютера 11 так:

$$\begin{aligned} z_{11} &= 0,5(S_1^0 + S_1^{90}); \\ z_{12} &= 0,5(S_1^0 - S_1^{90}); \\ z_{13} &= S_1^{45} - z_{11}; \\ z_{14} &= S_1^{\otimes} - z_{11}; \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} z_{21} &= 0,5(S_2^0 + S_2^{90}); \\ z_{22} &= 0,5(S_2^0 - S_2^{90}); \\ z_{23} &= S_2^{45} - z_{21}; \\ z_{24} &= S_2^{\otimes} - z_{21}; \end{aligned} \quad (3)$$

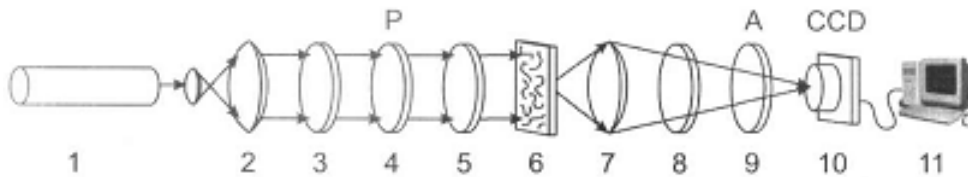
$$\begin{aligned} z_{31} &= 0,5(S_3^0 + S_3^{90}); \\ z_{32} &= 0,5(S_3^0 - S_3^{90}); \\ z_{33} &= S_3^{45} - z_{31}; \\ z_{34} &= S_3^{\otimes} - z_{31}; \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} z_{41} &= 0,5(S_4^0 + S_4^{90}); \\ z_{42} &= 0,5(S_4^0 - S_4^{90}); \\ z_{43} &= S_4^{45} - z_{41}; \\ z_{44} &= S_4^{\otimes} - z_{41}; \end{aligned} \quad (5)$$

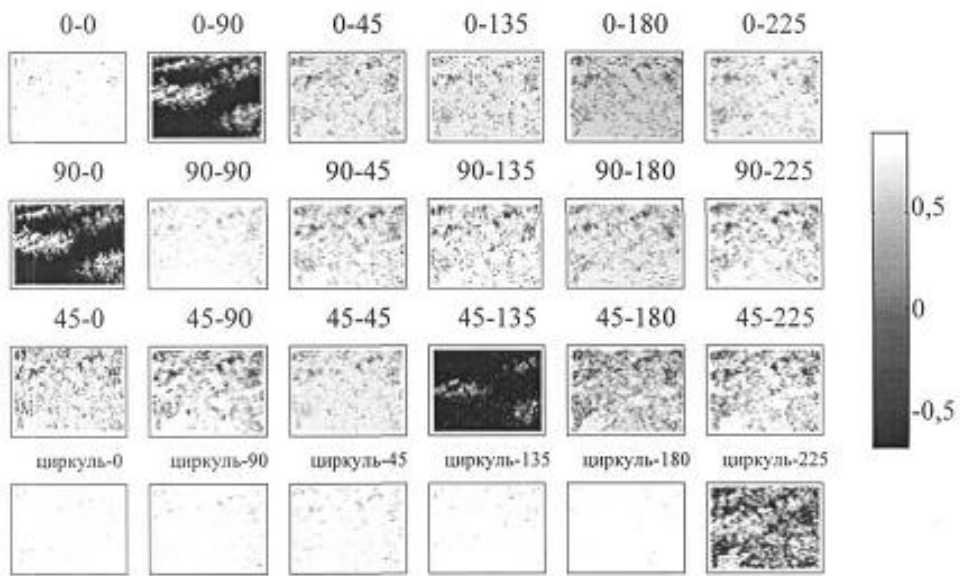
У кожному з отриманих рівнянь невідомий елемент матриці Мюллера виражається через виміряні інтенсивності $I_{(\alpha, \beta)}^{(\alpha_0, \beta_0)}(m \times n)$ й розраховані раніше параметри вектора Стокса та елементи матриці Мюллера.

За допомогою такої схеми можна визначити шляхом використання аналітичної обробки у персональному комп'ютері всі шістнадцять елементів матриці Мюллера, що характеризує об'єкт (фіг.3 - фіг.6).

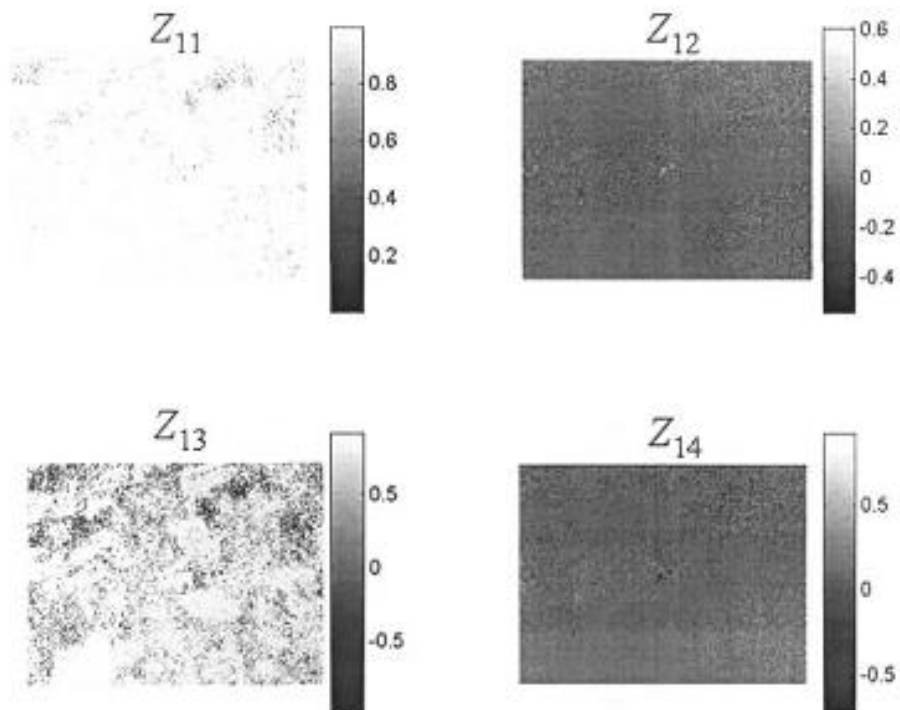
Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до покращення точності вимірювання елементів матриці Мюллера шляхом багатоканального зондування і поляризаційного аналізу серії лазерних зображень. При цьому вперше використано низько когерентне лазерне випромінювання із довжиною хвилі 0,64 мкм та проведення багатоканального моніторингу змін координатних розподілів інтенсивності різнополяризованих лазерних зображень анізотропного шару.



Фіг. 1



Фиг. 2



Фиг. 3

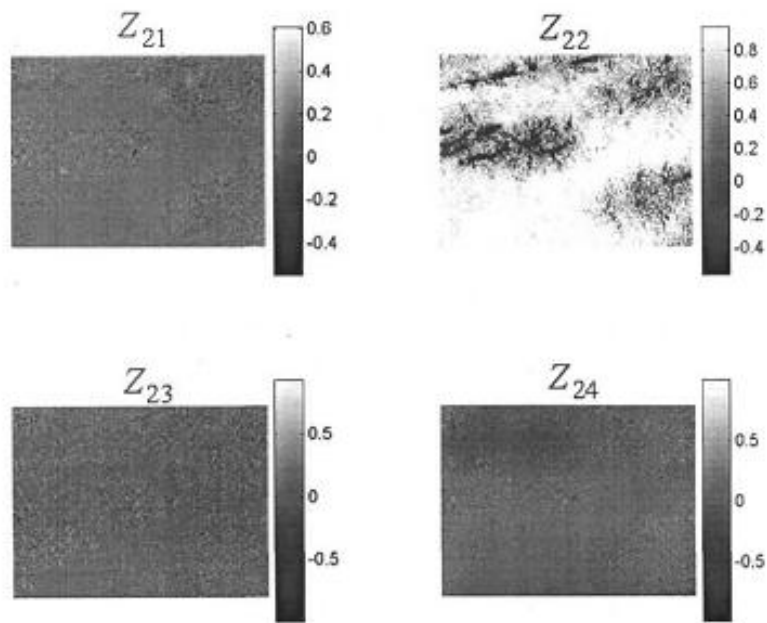


Fig. 4

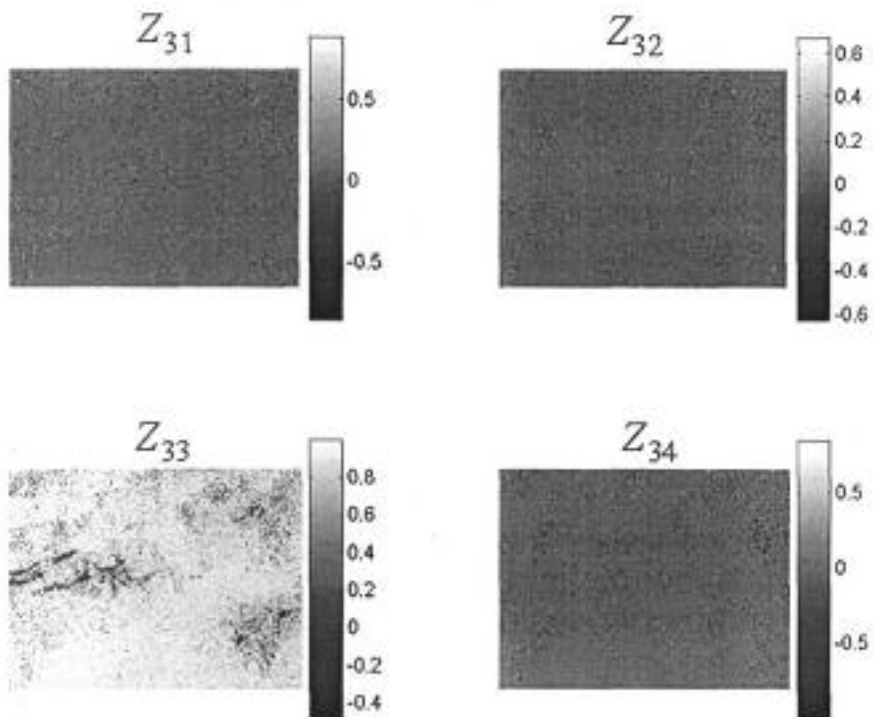


Fig. 5

11

61160

12

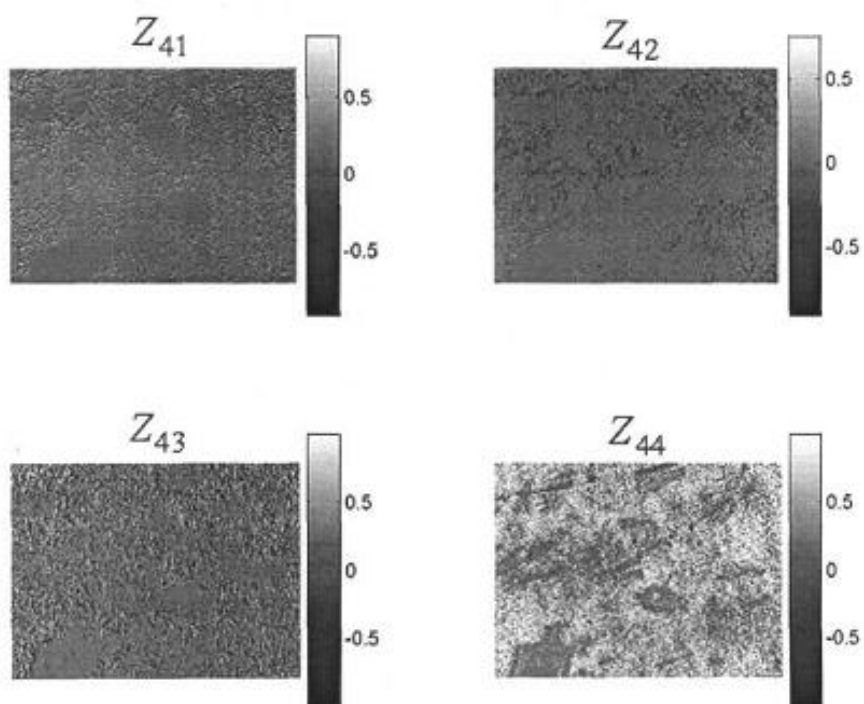


Fig. 6