

**СПЕКТРОСКОПИЯ
КОНДЕНСИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ**

УДК 535.361.13; 535.15

**МЮЛЛЕР-МАТРИЧНАЯ ДИАГНОСТИКА ОПТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ
ПОЛИКРИСТАЛЛИЧЕСКИХ СЕТЕЙ ПЛАЗМЫ КРОВИ ЧЕЛОВЕКА**

© 2012 г. Ю. А. Ушенко*, В. А. Ушенко*, А. В. Дуболазов*,
В. О. Баланецкая*, Н. И. Заболотна**

*Черновицкий национальный университет, 58012 Черновцы, Украина,
**Винницкий национальный технический университет, 21021 Винница, Украина
E-mail: yuriyu@gmail.com

Поступила в редакцию 25.07.2011 г.

Работа направлена на исследование возможностей мюллер-матричной диагностики оптической анизотропии двулучепреломляющих поликристаллических сетей аминокислот плазмы крови человека. Определены взаимосвязи между статистическими моментами 1-го–4-го порядков и фрактальными размерностями, которые характеризуют координатные распределения элементов матрицы Мюллера плазмы крови, и физиологическим состоянием организма человека.

ВВЕДЕНИЕ

Среди разноплановых направлений оптической диагностики структуры фазово-неоднородных слоев значительное развитие получила мюллер-матричная поляриметрия оптической анизотропии биологических тканей (БТ) человека [1–39].

Главным результатом такой диагностики стало определение набора взаимосвязей между статистическими и фрактальными параметрами координатных распределений матричных элементов и оптико-геометрической структурой двулучепреломляющей компоненты БТ [1–6, 9, 11, 12, 14, 38]. На этой основе были разработаны методы ранней диагностики патологических изменений дермы кожи, эпителиальной и соединительной тканей органов женской репродуктивной сферы и др. [11, 14, 21–27, 35, 36].

Вместе с тем одним из недостатков такой оптико-медицинской технологии является травматическая операция биопсии. Поэтому актуальной является задача расширения мюллер-матричной диагностики на более широкий и доступный круг биологических объектов. К ним можно отнести разнообразные биологические жидкости – кровь, моча, желчь, синовиальная жидкость суставов и др.

Наша работа направлена на разработку метода мюллер-матричной диагностики оптико-анизотропной структуры белков плазмы крови с целью определения статистических и фрактальных критериев трансформации поликристаллических сетей аминокислот, обусловленной патологическими изменениями организма человека.

**МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ
ПОЛЯРИЗАЦИОННЫХ СВОЙСТВ
ПОЛИКРИСТАЛЛИЧЕСКИХ БЕЛКОВЫХ
СЕТЕЙ ПЛАЗМЫ КРОВИ**

В основу анализа оптических свойств поликристаллических белковых сетей, образованных аминокислотами плазмы крови, положена следующая модель [5, 6, 15, 23, 28, 29]:

- плазма крови рассматривается в виде двухкомпонентной изотропно-анизотропной структуры,
- оптико-анизотропной компонентой является белковая фракция, состоящая из оптически одноосных двулучепреломляющих кристаллов аминокислот альбумина и глобулина,
- поляризационные свойства таких биологических кристаллов характеризуются матрицей Мюллера

$$\{z\}_u = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & z_{22} & z_{23} & z_{24} \\ 0 & z_{32} & z_{33} & z_{34} \\ 0 & z_{42} & z_{43} & z_{44} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 2\theta & \sin 2\theta & 0 \\ 0 & -\sin 2\theta & \cos 2\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & z_{22}^* & z_{23}^* & z_{24}^* \\ 0 & z_{32}^* & z_{33}^* & z_{34}^* \\ 0 & z_{42}^* & z_{43}^* & z_{44}^* \end{pmatrix}, \quad (1)$$

где

$$(z_{ik})_u = \begin{cases} z_{22} = \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta, \\ z_{23,32} = \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta), \\ z_{33} = \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta, \\ z_{34,43} = \pm \cos 2\rho \sin \delta, \\ z_{24,42} = \pm \sin 2\rho \sin \delta, \\ z_{44} = \cos \delta. \end{cases} \quad (2)$$

Здесь θ – величина круговой фазовой анизотропии (оптической активности), ρ – направление оптической оси, $\delta = 2\pi/\lambda \Delta n d$ – величина линейной фазовой анизотропии – фазовый сдвиг, который вносится между двумя собственными линейно поляризованными волнами, ориентированными вдоль и перпендикулярно оптической (быстрой) оси, λ – длина волны, d – геометрический путь, Δn – показатель двулучепреломления вещества,

• элементы матрицы Мюллера R_{ik} планарного слоя сети (N) кристаллических аминокислот определяются суперпозицией парциальных матричных операторов (соотношение (1))

$$R_{ik} = \sum_{u=1}^N (z_{ik}^*)_u, \quad (3)$$

• матрица Мюллера многослойной (n) поликристаллической сети определяется путем умножения парциальных матричных операторов (соотношение (3))

$$\{P\} = \{R\}_n \{R\}_{n-1} \dots \{R\}_2 \{R\}_1. \quad (4)$$

С целью упрощения (без снижения полноты анализа) рассмотрим приближение двухслойной поликристаллической белковой сети

$$\{P\} = \{R\}_2 \{R\}_1 \equiv \{Y\} \{X\}. \quad (5)$$

В развернутом виде выражение (5) записывается так:

$$p_{ik} = \begin{cases} p_{22} = y_{22}x_{22} + y_{23}x_{32} + y_{24}x_{42}, \\ p_{23} = y_{22}x_{23} + y_{23}x_{33} + y_{24}x_{43}, \\ p_{32} = y_{32}x_{22} + y_{33}x_{32} + y_{34}x_{42}, \\ p_{33} = y_{32}x_{23} + y_{33}x_{33} + y_{34}x_{43}, \\ p_{34} = y_{32}x_{24} + y_{33}x_{34} + y_{34}x_{44}, \\ p_{43} = y_{42}x_{23} + y_{43}x_{33} + y_{44}x_{43}, \\ p_{24} = y_{22}x_{24} + y_{23}x_{34} + y_{24}x_{44}, \\ p_{42} = y_{42}x_{22} + y_{43}x_{32} + y_{44}x_{42}, \\ p_{44} = y_{42}x_{24} + y_{43}x_{34} + y_{44}x_{44}. \end{cases} \quad (6)$$

Анализ соотношений (1), (2), (5) и (6) показывает, что точное решение обратной задачи – обнаружение изменений в структуре поликристаллических белковых сетей отдельных слоев, на основе имеющейся информации об матричных элементах p_{ik} – математически некорректно и физически неоднозначно.

Таким образом, актуальным представляется использование статистического и фрактального подходов к анализу распределений элементов матрицы Мюллера оптико-анизотропной поликристаллической белковой составляющей плазмы крови.

СТАТИСТИЧЕСКИЙ И ФРАКТАЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ СЕТЕЙ БИОЛОГИЧЕСКИХ КРИСТАЛЛОВ

Координатные распределения элементов p_{ik} матрицы Мюллера плазмы крови оценивались в пределах статистического и фрактального подходов.

Статистические моменты 1-го–4-го порядков, которые характеризуют распределения $p_{ik}(x, y)$, рассчитывались с использованием следующих соотношений [5, 8]:

$$M_1 = \frac{1}{Q} \sum_{j=1}^Q |p_{ik}|_j, \quad M_2 = \sqrt{\frac{1}{Q} \sum_{j=1}^Q [(p_{ik})_j - M_1]^2}, \quad (7)$$

$$M_3 = \frac{1}{M_2^3} \frac{1}{Q} \sum_{j=1}^Q (p_{ik})_j^3, \quad M_4 = \frac{1}{M_2^4} \frac{1}{Q} \sum_{j=1}^Q (p_{ik})_j^4,$$

где Q – количество пикселей CCD-камеры.

Фрактальный анализ распределений $p_{ik}(x, y)$ осуществлялся путем нахождения логарифмических зависимостей $\log J(p_{ik}) - \log(d^{-1})$ спектров мощности $J(p_{ik})$ [5, 15]

$$J(p_{ik}) = \int_{-\infty}^{+\infty} p_{ik} \cos 2\pi v dv, \quad (8)$$

где $v = d^{-1}$ пространственные частоты, определяемые диапазоном изменения размеров d структурных элементов поликристаллической сети.

Зависимости $\log J(p_{ik}) - \log(d^{-1})$ аппроксимировались методом наименьших квадратов в кривые $\Phi(\eta)$, для прямых участков которых определялись углы наклона η и соответствующая им фрактальная размерность [5, 15]

$$D = 3 - \text{tg}\eta. \quad (9)$$

Классификация координатных распределений $p_{ik}(x, y)$ проводилась в соответствии со следующими критериями:

- $p_{ik}(x, y)$ – фрактальные или самоподобные при условии $\eta = \text{const}$ в пределах двух-трех декад изменения геометрических размеров d ,
- $p_{ik}(x, y)$ – мультифрактальные при условии наличия нескольких постоянных углов наклона $\eta_{j=1;2;\dots} = \text{const}$,
- $p_{ik}(x, y)$ – статистические или случайные при условии $\eta \neq \text{const}$ во всем интервале изменения d .

СХЕМА И МЕТОДИКА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИЗМЕРЕНИЙ

На рис. 1 показана традиционная оптическая схема поляриметра для измерения координатных

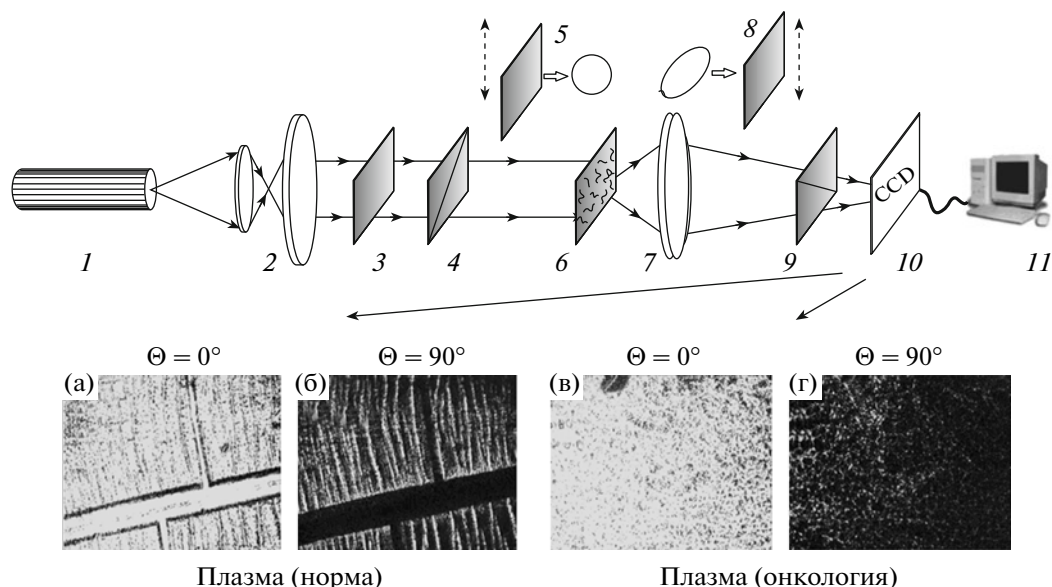


Рис. 1. Оптическая схема поляриметра: 1 – He-Ne-лазер, 2 – коллиматор; 3 – стационарная четвертьволновая пластинка 4 – поляризатор, 5 и 8 – механически подвижные четвертьволновые пластинки, 6 – объект исследования, 7 – микрообъектив; 9 – анализатор, 10 – CCD-камера; 11 – персональный компьютер.

распределений элементов матрицы Мюллера или мюллер-матричных изображений (ММИ) [5].

Освещение образцов плазмы крови проводилось параллельным ($D = 2 \times 10^3$ мкм) слабоинтенсивным ($W = 5.0$ мВт) пучком He-Ne лазера ($\lambda = 0.6328$ мкм). Поляризационный осветитель состоит из четвертьволновых пластинок 3, 5 и поляризатора 4, что обеспечивает формирование лазерного пучка с произвольным азимутом и эллиптичностью поляризации.

Исследуемый образец плазмы крови человека последовательно зондировался лазерным пучком со следующими типами поляризации: линейная с азимутами 0° , 90° , $+45^\circ$ и правая циркуляция (\otimes).

Поляризационные изображения с помощью микрообъектива 7 проецировались в плоскость светочувствительной площадки ($m \times n = 800 \times 600$ пикселей) CCD-камеры 10.

Анализ изображений плазмы крови человека осуществлялся с помощью поляризатора 9 и четвертьволновой пластинки 8.

Расчет элементов матрицы Мюллера исследуемых образцов проводился в соответствии со следующим алгоритмом [5]:

$$\begin{aligned}
 p_{11} &= 0.5(S_1^0 + S_1^{90}); & p_{21} &= 0.5(S_2^0 + S_2^{90}); \\
 p_{12} &= 0.5(S_1^0 - S_1^{90}); & p_{22} &= 0.5(S_2^0 - S_2^{90}); \\
 p_{13} &= S_1^{45} - p_{11}; & p_{23} &= S_2^{45} - p_{21}; \\
 p_{14} &= S_1^{\otimes} - p_{11}; & p_{24} &= S_2^{\otimes} - p_{21}; \\
 p_{31} &= 0.5(S_3^0 + S_3^{90}); & p_{41} &= 0.5(S_4^0 + S_4^{90}); \\
 p_{32} &= 0.5(S_3^0 - S_3^{90}); & p_{42} &= 0.5(S_4^0 - S_4^{90});
 \end{aligned} \quad (10)$$

$$p_{33} = S_3^{45} - p_{31}; \quad p_{43} = S_4^{45} - p_{41};$$

$$p_{34} = S_3^{\otimes} - p_{31}; \quad p_{44} = S_4^{\otimes} - p_{41}.$$

Здесь $S_{j=1;2;3;4}^{0;45;90;\otimes}$ – параметры вектора Стокса.

КРАТКАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ОБЪЕКТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ

В качестве объектов исследования нами были выбраны образцы плазмы крови двух групп, – здорового человека и больной с раком молочной железы (рис. 1в, 1г). Соответствующие поликристаллические сети аминокислот плазмы крови иллюстрирует серия лазерных изображений, полученных в соосных ($\Theta = 0^\circ$) и перекрещенных ($\Theta = 90^\circ$) плоскостях пропускания поляризатора 4 и анализатора 9 (рис. 1).

Сравнительный анализ лазерных изображений обнаружил разную координатную структуру сети альбумина и глобулина. Для оптико-анизотропной составляющей плазмы крови здорового человека преобладают пространственно-упорядоченные относительно нескольких направлений кристаллы альбумина (рис. 1а, б). Плазма крови больной с онкологическим процессом содержит в большей степени разупорядоченные по направлениям оптических осей кристаллы глобулина (рис. 1в, 1г).

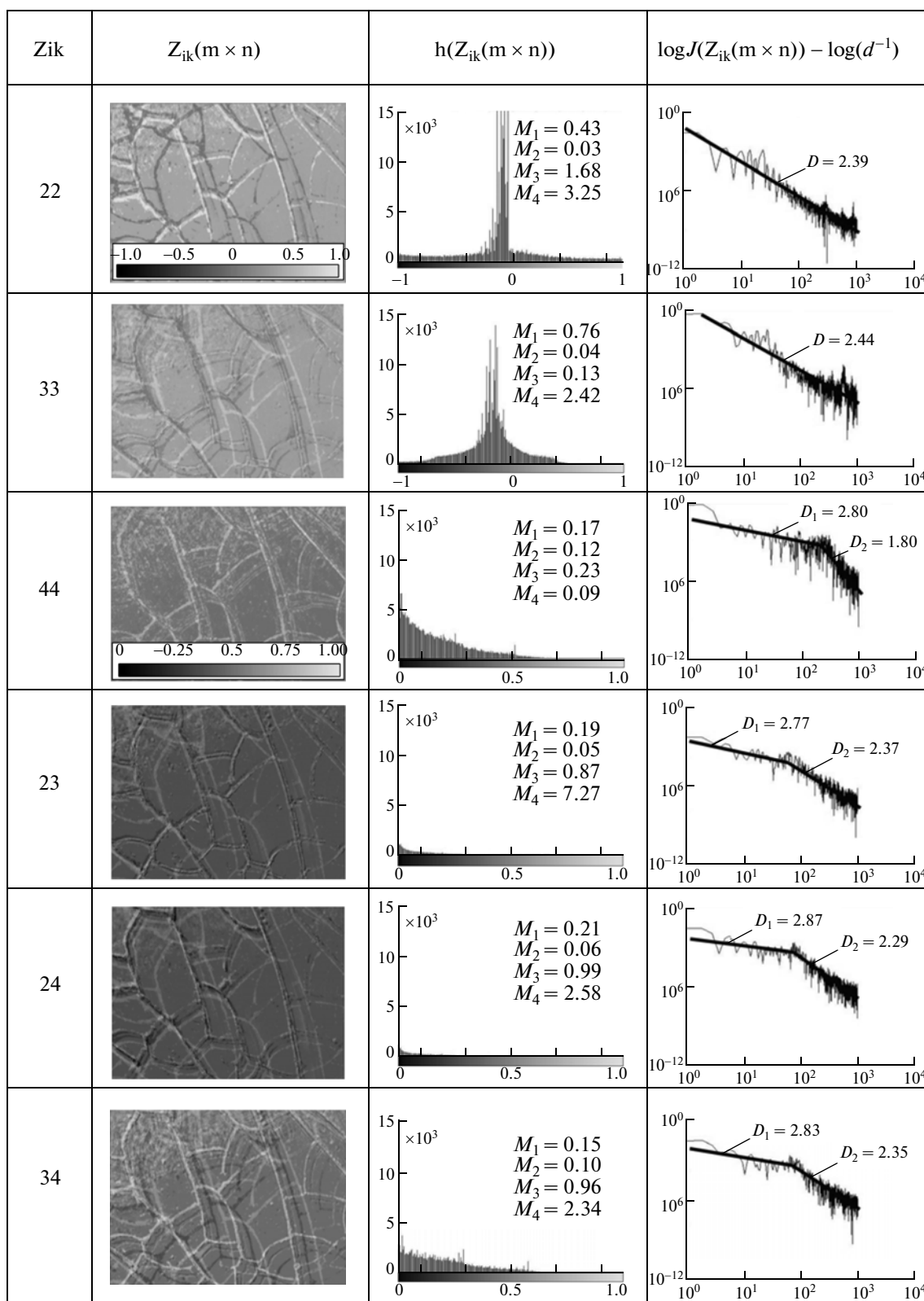


Рис. 2. Статистическая и фрактальная структуры ММИ плазмы крови здорового человека.

ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ВОЗМОЖНОСТИ СТАТИСТИЧЕСКОГО И ФРАКТАЛЬНОГО АНАЛИЗА МЮЛЛЕР-МАТРИЧНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ПЛАЗМЫ КРОВИ ЧЕЛОВЕКА

Предметом статистического и фрактального анализа были три типа мюллер-матричных изображений $p_{ik}(m \times n)$ плазмы крови человека.

Первый тип – координатные распределения диагональных элементов матрицы Мюллера $p_{22;33}(m \times n)$, характеризующих степень преобразования азимута поляризации лазерной волны кристаллами аминокислот, оптические оси которых ориентированы в двух взаимно перпендикулярных направлениях $\rho = 0^\circ \leftrightarrow 90^\circ$ ($p_{22}(m \times n)$) и $\rho = 45^\circ \leftrightarrow 135^\circ$ ($p_{33}(m \times n)$) соответственно. В этом смысле такие матричные элементы будем называть “ориентационными”.

Второй тип – координатные распределения диагонального матричного элемента $p_{44}(m \times n)$, величина которого определяется фазовыми сдвигами между ортогональными компонентами амплитуды лазерной волны, возникающими за счет двулучепреломления кристаллических аминокислот. В этом смысле данный элемент матрицы Мюллера будем называть “фазовым”.

Третий тип – координатные распределения недиагональных элементов матрицы Мюллера $p_{23;24;34}(m \times n)$, характеризующих механизмы взаимных превращений линейной поляризации в эллиптическую, и наоборот. Такие матричные элементы будем называть “ориентационно-фазовыми”.

Результаты исследований координатной ($p_{ik}(m \times n)$ – левая колонка), статистической (гистограммы $h(p_{ik})$ и статистические моменты 1-го–4-го порядков $M_{j=1;2;3;4}$ – центральная колонка) и фрактальной (логарифмические зависимости $\log J(p_{ik}) - \log(d^{-1})$ – правая колонка) структуры ММИ плазмы крови здорового человека иллюстрирует рис. 2.

“Ориентационные” матричные элементы $p_{22;33}(m \times n)$

Гистограммы $h(p_{22})$ и $h(p_{33})$ характеризуются выраженными основными экстремумами. Формирование таких экстремумов можно связать с суперпозицией величин матричных элементов $p_{22;33}(m \times n)$ (соотношения (3)), значения которых определяются упорядоченными относительно 2-х–3-х детерминированных направлений (соотношения (2)) оптических осей кристаллами альбумина (рис. 1а, б).

Наиболее выражено координатные распределения матричных элементов $p_{22}(m \times n)$ и $p_{33}(m \times n)$ поликристаллической сети плазмы крови можно дифференцировать с помощью статистических моментов 3-го и 4-го порядков. Различия между значениями $M_3(p_{22;33})$ и $M_4(p_{22;33})$ таких распределений достигают 4-х и 2.5 раз соответственно (рис. 2, центральная колонка).

Анализ зависимостей $\log J(p_{22}) - \log d^{-1}$; $\log J(p_{33}) - \log d^{-1}$ обнаружил стабильность значения угла наклона η в диапазоне изменения геометрических размеров d кристаллов аминокислот от 50 до 1000 мкм (рис. 2, правая колонка). Данный результат указывает на фрактальную структуру распределений $Z_{p_{22;33}}(m \times n)$, что можно связать с упорядоченностью направлений оптических осей ρ кристаллов альбумина. Наоборот, разупорядоченность ориентаций кристаллов глобулина в пределах меньших геометрических размеров ($d = 2-50$ мкм) обуславливает случайность координатных распределений $p_{22;33}(m \times n)$. Количественно данный факт проявляется в непостоянстве угла наклона зависимостей $\log J(p_{22}) - \log d^{-1}$; $\log J(p_{33}) - \log d^{-1}$.

“Фазовые” матричные элементы $p_{44}(m \times n)$

Гистограмма $h(p_{44})$ распределения значений “фазового” матричного элемента плазмы крови здорового человека характеризуется широким диапазоном изменения значений p_{44} , формирующихся за счет вариаций геометрических размеров ($d = 1-1000$ мкм) кристаллов (соотношения (2)) альбумина и глобулина.

Координатное распределение $p_{44}(m \times n)$ мультифрактально, – аппроксимирующие функции $\Phi(\eta)$ логарифмических зависимостей $\log J(Z_{44}) - \log d^{-1}$ представлены ломаными с несколькими углами наклона η (рис. 2, правая колонка).

Выявленная мультифрактальность распределения “фазового” матричного элемента $p_{44}(m \times n)$ плазмы крови, по-видимому, обусловлена кратными изменениями ($\delta = \delta + 2k\pi$, $k = 0, 1, 2, \dots$) фазовых сдвигов δ , которые вносятся различными по масштабам геометрических размеров кристаллами альбумина (50–1000 мкм) и глобулина (1–50 мкм).

“Ориентационно-фазовые” матричные элементы $p_{23;24;34}(m \times n)$

Гистограммы $h(p_{23})$, $h(p_{24})$ и $h(p_{34})$ распределений $p_{23;24;34}(m \times n)$ практически “равновероятны”. Здесь мы не принимаем во внимание главный

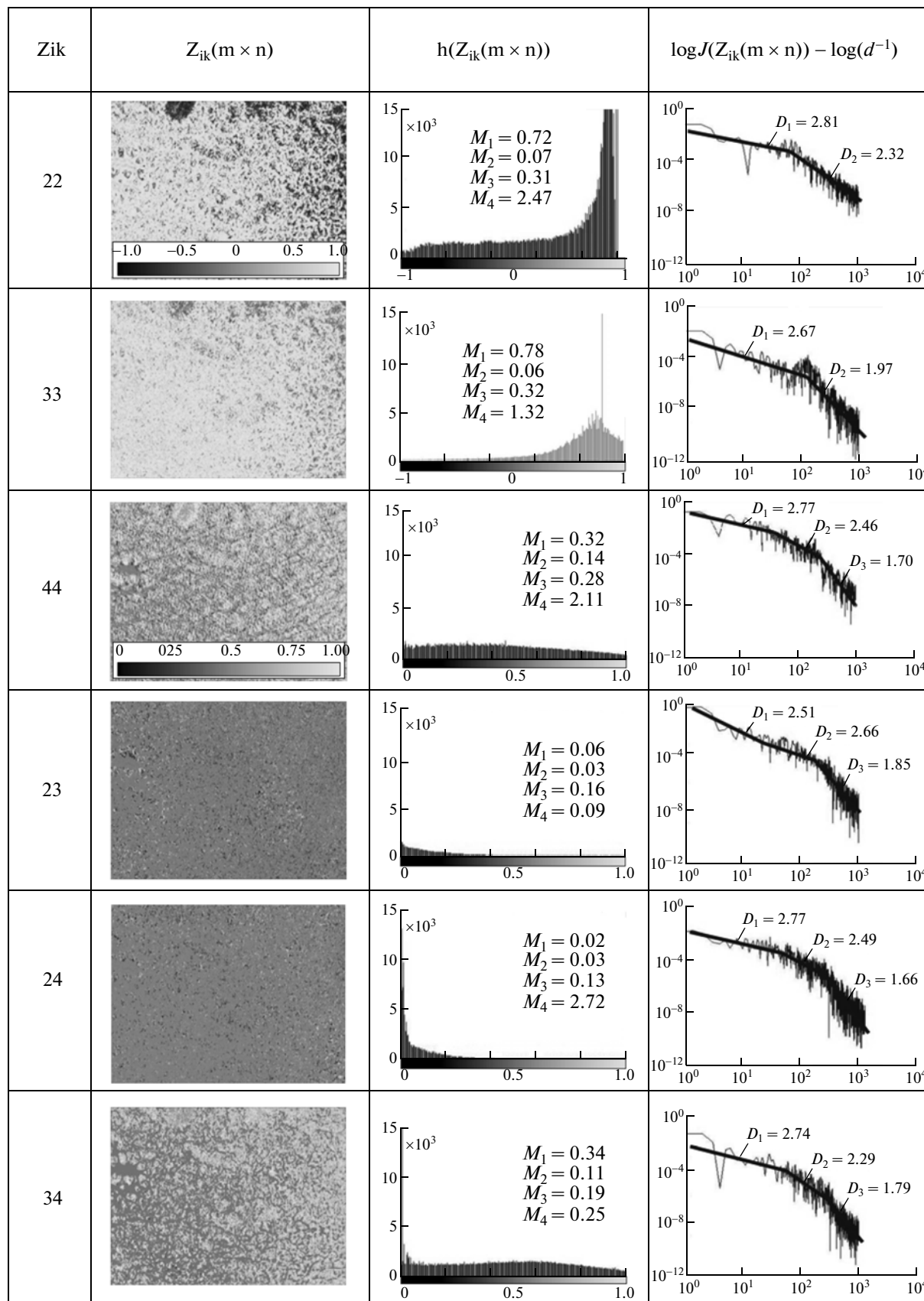


Рис. 3. Статистическая и фрактальная структуры ММИ плазмы крови женщины с раком молочной железы.

Таблица 1. Статистические моменты распределений $p_{ik}(m \times n)$

p_{ik}	M_j	Норма	Рак молочной железы
p_{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
p_{33}	M_1	0.76 ± 0.088	0.78 ± 0.084
	M_2	0.04 ± 0.006	0.06 ± 0.008
	M_3	0.43 ± 0.057	0.32 ± 0.039
	M_4	2.42 ± 0.31	1.32 ± 0.18
p_{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
p_{23}	M_1	0.19 ± 0.024	0.16 ± 0.021
	M_2	0.05 ± 0.007	0.03 ± 0.004
	M_3	0.87 ± 0.093	0.16 ± 0.022
	M_4	7.27 ± 0.96	0.35 ± 0.045
p_{24}	M_1	0.21 ± 0.028	0.17 ± 0.024
	M_2	0.06 ± 0.008	0.03 ± 0.005
	M_3	0.99 ± 0.11	0.13 ± 0.017
	M_4	2.58 ± 0.32	2.72 ± 0.33
p_{34}	M_1	0.15 ± 0.019	0.34 ± 0.042
	M_2	0.10 ± 0.012	0.11 ± 0.015
	M_3	0.96 ± 0.099	0.19 ± 0.025
	M_4	2.34 ± 0.28	0.25 ± 0.029

экстремум $h(p_{23;24;34}) \rightarrow 0$, формирование которого обусловлено влиянием оптически изотропной компонентой плазмы крови.

Широкий диапазон изменения локальных экстремумов $h(p_{23;24;34}) \neq 0$ можно связать с одновременным влиянием на формирование величины “ориентационно-фазовых” матричных элементов как ориентации оптической оси ρ , так и фазового сдвига δ (соотношения (2) и (3)) локальных кристаллов альбумин-глобулиновой сети плазмы крови.

Установлено, что дифференциацию оптических свойств таких сетей можно эффективно проводить путем определения статистического момента 4-го порядка ММИ элементов $p_{23;24;34}(m \times n)$ — отличия между величинами M_4 достигают 3 раз.

Анализ спектров мощности $J(p_{23;24;34})$ обнаружил мультифрактальность распределений матричных элементов $p_{23;24;34}(m \times n)$ плазмы крови здорового человека. Определено, что для ММИ

$p_{23;24;34}(m \times n)$ характерны индивидуальные наборы фрактальных размерностей (рис. 2, правая колонка).

На Рис. 3 представлена серия статистических ($h(p_{ik}); M_{j=1;2;3;4}$) и фрактальных ($\log J(p_{ik}) - \log d^{-1}; F_q$) параметров, которые характеризуют ММИ $p_{ik}(m \times n)$ поликристаллических сетей аминокислот плазмы крови больной раком молочной железы.

Анализ ММИ соответствующих образцов плазмы крови обнаружил существенную трансформацию гистограмм $h(p_{ik})$.

Для гистограмм $h(p_{22})$ и $h(p_{33})$ характерно перераспределение экстремумов, которое можно связать с трансформацией ориентаций оптических осей $\rho(m \times n)$ и величин фазовых сдвигов $\delta(m \times n)$ альбумин-глобулиновой сети плазмы крови (рис. 3, центральная колонка). Биохимически такой процесс обусловлен ростом концентрации глобулина в плазме крови. В результате имеет место разупорядочивание направлений оптических осей кристаллов глобулина и увеличение их двулучепреломления. Поэтому возрастает диапазон изменения значений “ориентационных” матричных элементов $p_{22;33}$ и “сдвигаются” главные экстремумы $h(p_{22} \rightarrow 1)$, $h(p_{33} \rightarrow 1)$ (соотношения (2), (3)).

Изменение двулучепреломления поликристаллической сети плазмы крови женщины с раком молочной железы проявляется также в формировании практически равновероятных распределений “фазового” p_{44} и “ориентационно-фазовых” $p_{23;24;34}$ матричных элементов.

Анализ спектров мощности $J(p_{ik})$ патологически измененной плазмы крови обнаружил тенденцию к увеличению количества фрактальных размерностей координатных распределений “ориентационных” $p_{22;33}(m \times n)$, “ориентационно-фазовых” $p_{23;24;34}(m \times n)$ и “фазового” элемента $p_{44}(m \times n)$ (рис. 3, правая колонка).

С целью определения количественных мюллер-матричных статистических и фрактальных критериев дифференциации поликристаллических белковых сетей аминокислот нами были исследованы образцы плазмы крови двух групп здоровых (21 человек) и больных (19 человек) пациентов.

В табл. 1 приведены статистические моменты 1-го—4-го порядков, которые характеризуют координатные распределения “ориентационных” $p_{22;33}$, “ориентационно-фазовых” $p_{23;24;34}$ и “фазовых” p_{44} элементов матрицы Мюллера плазмы крови обеих групп.

Таблица 2. Фрактальные размерности распределений элементов матрицы Мюллера

Z_{ik}	D_q	Норма	Рак молочной железы
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_{23}	D_1	2.09 ± 0.12	2.14 ± 0.14
	D_2	—	1.94 ± 0.13
	D_3	—	2.03 ± 0.19
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
Z_{34}	D_1	1.83 ± 0.18	1.97 ± 0.21
	D_2	2.05 ± 0.26	2.11 ± 0.14
	D_3	—	1.81 ± 0.16

Сравнительный анализ величин и диапазонов изменения статистических параметров M_j плазмы крови здорового и больного раком человека обнаружил:

- величины асимметрии M_3 распределений “ориентационных” матричных элементов $p_{22;33}(m \times n)$ плазмы крови онкологически больных уменьшаются в 1.4–5 и 1.8–7.5 раз соответственно,

- эксцесс M_4 координатного распределения “фазового” элемента $p_{44}(m \times n)$ патологически измененной поликристаллической белковой сети аминокислот плазмы крови уменьшается в 20 раз,

- уменьшение значений статистических моментов 3-го и 4-го порядков координатных распределений “ориентационно-фазовых” элементов матрицы Мюллера $p_{23;24;34}(m \times n)$ достигает 4.3–5 и 7–20 раз соответственно.

Таким образом, наиболее чувствительными к изменениям оптико-анизотропной структуры плазмы крови оказались статистические моменты высших порядков.

Таблица 2 иллюстрирует величины фрактальных размерностей ММИ $p_{ik}(m \times n)$ плазмы крови обеих групп.

Сравнительный анализ полученных данных обнаружил:

- трансформацию фрактальных распределений “ориентационных” элементов $p_{22;33}(m \times n)$ в мультифрактальные,

- рост величины и количества фрактальных размерностей F_q распределений “ориентационно-фазовых” и “фазовых” элементов $p_{ik}(m \times n)$ на 15–25%.

Таким образом, можно утверждать, что биохимические изменения структуры плазмы крови проявляются в изменениях статистических и фрактальных параметров, которые характеризуют набор ММИ $p_{ik}(m \times n)$ и могут быть использованы в качестве новых критериев диагностики патологических состояний человека.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *de Boer J.F., Milner T.E.* // J. Biomed. Opt. 2002. V. 7. P. 359.
2. *de Boer J.F., Milner T.E., Nelson J.S.* Trends in Optics and Photonics (TOPS): Advances in Optical Imaging and Photon Migration. Washington DC: OSA, 1998.
3. *Everett M.J., Shoenenberger K., Colston B.W., Da Silva L.B.* // Opt. Lett. 1998. V. 23. P. 228.
4. *Shuliang J., Wurong Yu., Stoica G., Wang L.V.* // Opt. Lett. 2003. V. 28. P. 1206.
5. *Ushenko A.G., Pishak V.P.* Coherent-Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science / ed by Tuchin V.V. Boston: Kluwer Academic Publishers, 2004. P. 67–93.
6. *Ushenko A.G.* // Laser Physics. 2000. V. 10. P. 1286.
7. *Ushenko A.G., Tomka Yu.Y.* // Proc. SPIE. 2005. V. 5972. P. 59720S.
8. *Ushenko A.G., Misevich I.Z., Istratiy V., Bachyns'ka I., Peresunko A.P., Numan O.K., Moysuk T.G.* // Advances in Optical Technologies. 2010. V. 2010. P. 423125.
9. *Dubolazov O.V., Ushenko A.G., Bachunsky V.T., Peresunko A.P., Vanchulyak O.Ya.* // Advances in Optical Technologies. 2010. V. 2010. P. 162832.
10. *Ushenko A.G.* // Proc. SPIE. 2004. V. 5477. P. 450.
11. *Angelsky O.V., Ushenko A.G., Ushenko Ye.G.* // J. Holography and Speckle. 2005. V. 2. P. 26.
12. *Ushenko A.G., Fediv A.I., Marchuk Yu.F.* // Proc. SPIE. 2009. V. 7368. P. 73681Q.
13. *Ushenko A.G., Tomka Yu.Ya., Istratiy V.I.* // Proc. SPIE. 2009. V. 7388. P. 73881L.
14. *Tomka Yu.Ya., Ushenko A.G., Marchuk Yu.F.* // Proc. SPIE. 2009. V. 7388. P. 73881K.
15. *Ushenko A.G.* // Quant. Electron. 1999. V. 29. P. 1078.
16. *Ushenko A.G.* // Laser Phys. 2000. V. 10. P. 1143.
17. *Ushenko A.G.* // Proc. SPIE. 2004. V. 5477. P. 438.
18. *Ushenko A.G.* // Proc SPIE. 2002. V. 4900. P. 1323.
19. *Angelsky O.V., Ushenko A.G., Ushenko Ye.G., Tomka Yu.Ya.* // J. Biomed. Opt. 2006. V. 11. P. 054030.
20. *Ushenko A.G.* // Opt. Spectr. 2001. V. 91. P. 313.
21. *Angelsky O.V., Ushenko A.G., Ushenko Ye.G.* // Phys. Med. Biol. 2005. V. 50. P. 4811.
22. *Angelsky O.V., Pishak V.P., Ushenko A.G., Burkovets D.N., Pishak O.V.* // Proc. SPIE. 2001. V. 4242. P. 201.

23. *Angelsky O.V., Ushenko A.G., Ushenko Ye.G.* // J. Biomed. Opt. 2005. V. 10. P. 060502.
24. *Ushenko A.G., Yermolenko S.B., Angelsky O.V., Pishak V.P.* // Proc. SPIE. 2001. V. 4425. P. 117.
25. *Ushenko A.G., Fediv A.I., Marchuk Yu.F.* // Proc. SPIE. 2009. V. 7368. P. 73681S.
26. *Yermolenko S.B., Ushenko A.G., Ivashko P.* // Proc. SPIE. 2009. V. 7388. P. 73881D.
27. *Peresunko A.P., Ushenko A.G.* // Proc. SPIE. 2006. V. 6254. P. 62541R.
28. *Ushenko A.G.* // Opt. Eng. 1995. V. 34. P. 1088.
29. *Ushenko A.G.* // Proc. SPIE. 1997. V. 3317. P. 331.
30. *Ushenko A.G.* // Opt. Spectr. 2001. V. 91. P. 937.
31. *Ushenko A.G., Pishak V.P., Yermolenko S.B., Pishak O.V., Burkovets D.N.* // Proc. SPIE. 1997. V. 3317. P. 425.
32. *Ushenko A.G.* // Opt. Spectr. 2002. V. 92. P. 227.
33. *Ushenko A.G.* // Opt. Spectr. 2002. V. 91. P. 313.
34. *Ushenko A.G.* // Opt. Spectr. 2002. V. 91. P. 773.
35. *Guminetskiy S.H., Ushenko O.G., Polyanskiy I.P., Motrych A.V., Grynchuk F.V.* // Proc. SPIE. 2008. V. 7008. P. 700827.
36. *Ushenko A.G., Yermolenko S.B., Prydij A.G., Guminetskiy S.G., Gruia I., Toma O., Vladychenko K.S.* // Proc. SPIE. 2008. V. 7008. P. 70082C.
37. *Olar O.I., Ushenko A.G.* // Proc. SPIE. 2003. V. 5067. P. 41.
38. *Ushenko A.G., Pishak V.P., Pishak O.V., Olar O.I., Yermolenko S.B., Prydij A.G., Arbuзов A.S.* // Proc. SPIE. 2004. V. 5477. P. 422.
39. *Angelsky O.V., Ushenko A.G., Vashenko I.M., Bodnar L.M.* // Proc. SPIE. 2005. V. 5856. P. 49.