

**МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ВИЩИЙ ДЕРЖАВНИЙ НАВЧАЛЬНИЙ ЗАКЛАД УКРАЇНИ
«БУКОВИНСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ»**



МАТЕРІАЛИ

97 – ї

**підсумкової наукової конференції
професорсько-викладацького персоналу
вищого державного навчального закладу України
«БУКОВИНСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ»**

15, 17, 22 лютого 2016 року

Чернівці – 2016

УДК 001:378.12(477.85)

ББК 72:74.58

М 34

Матеріали 97 – її підсумкової наукової конференції професорсько-викладацького персоналу вищого державного навчального закладу України «Буковинський державний медичний університет» (Чернівці, 15,17,22 лютого 2016 р.) – Чернівці: Медуніверситет, 2016. – 404 с. іл.

ББК 72:74.58

У збірнику представлені матеріали 97 – її підсумкової наукової конференції професорсько-викладацького персоналу вищого державного навчального закладу України «Буковинський державний медичний університет» (Чернівці, 15, 17, 22 лютого 2016 р.) із стилістикою та орфографією у авторській редакції. Публікації присвячені актуальним проблемам фундаментальної, теоретичної та клінічної медицини.

Загальна редакція – професор, д.мед.н. Бойчук Т.М., професор, д.мед.н. Івашук О.І., доцент, к.мед.н. Безрук В.В.

Наукові рецензенти:

доктор медичних наук, професор Кравченко О.В.

доктор медичних наук, професор Давиденко І.С.

доктор медичних наук, професор Дейнека С.Є.

доктор медичних наук, професор Денисенко О.І.

доктор медичних наук, професор Заморський І.І.

доктор медичних наук, професор Колоскова О.К.

доктор медичних наук, професор Коновчук В.М.

доктор медичних наук, професор Гринчук Ф.В.

доктор медичних наук, професор Слободян О.М.

доктор медичних наук, професор Тащук В.К.

доктор медичних наук, професор Ткачук С.С.

доктор медичних наук, професор Тодоріко Л.Д.

ISBN 978-966-697-627-0

© Буковинський державний медичний
університет, 2016



статистичних моментів 1-4 порядків, що характеризують мікрогеометрію поверхні і орієнтаційно-фазової будови двоприменезаломлюючої архітектури біологічних тканин та сукупністю відповідних статистичних моментів двовимірних розподілів азимутів і еліптичностей світлових коливань їх поляризаційної мапи.

Експериментальні вимірювання координатних розподілів матричних елементів проводилися в 10 точках кожного окремого мікропрепарату біологічної тканини. Використовуються три групи гістологічних зрізів: "А" – тканини епітелію (стінка товстої кишки – 9 мікропрепаратів); "Б" – м'язової тканини (гладенький м'яз – 11 мікропрепаратів); "В" – дермальний шар (стінки живота – 10 мікропрепаратів). Зрізи товщиною 20 мкм для приготування мікропрепаратів виготовлялися на заморожуючому мікромомі МЗ-2.

Лазерна поляриметрія дозволяє проводити діагностику біологічних тканин (епітеліальної, м'язової, сполучної, ниркової та легеневої тканин), візуалізує лазерні поля, представляє їх, як суперпозицію розподілу ізотропних та оптико-анізотропних структур, визначити критерії діагностики тканин на основі статистичного (статистичні моменти 1-го–4-го порядків), кореляційного і фрактального аналізу архітектонічної структури поляризованих лазерних зображень.

Дані про величини діапазонів зміни $\Delta R^{(i)}$ статистичних моментів $R^{(i)}$ координатних розподілів матриці наведені в табл. 1.

Таблиця 1

Діапазони зміни статистичних моментів розподілі матриці Джонса біологічних тканин людини

$\Delta R^{(i)}$	D_{11}			D_{22}			$D_{12} = D_{21}$		
	"А"	"Б"	"В"	"А"	"Б"	"В"	"А"	"Б"	"В"
$\Delta R^{(1)}$	0,45 ± 4%	0,53 ± 6%	0,61 ± 7%	0,46 ± 5%	0,51 ± 4%	0,56 ± 6%	0,27 ± 5%	0,35 ± 8%	0,41 ± 9%
$\Delta R^{(2)}$	0,173 ± 3%	0,187 ± 5%	0,191 ± 4%	0,164 ± 5%	0,19 ± 6%	0,194 ± 4%	0,167 ± 7%	0,163 ± 9%	0,182 ± 8%
$\Delta R^{(3)}$	290 ± 11%	95 ± 9%	149 ± 14%	269 ± 13%	91 ± 10%	211 ± 11%	64 ± 8%	72 ± 7%	81 ± 11%
$\Delta R^{(4)}$	185 ± 12%	95 ± 15%	330 ± 17%	164 ± 13%	89 ± 14%	480 ± 18%	107 ± 9%	119 ± 11%	132 ± 13%

В табл. 2, 3 представлені статистичні моменти і кореляційні параметри розподілу

елементу $D_{11}(x, y)$ матриці Джонса та фазового зсуву $\Delta\theta_{11}(x, y)$ у нормі та патології стінки тонкої кишки та товстої кишки відповідно.

Таблиця 2

Статистичні моменти і кореляційні параметри розподілу елементу $D_{11}(x, y)$ матриці Джонса та фазового зсуву $\Delta\theta_{11}(x, y)$ стінки тонкої кишки

Параметри	$D_{11}(x, y)$ норма	$D_{11}(x, y)$ сепсис	$\Delta\theta_{11}(x, y)$ норма	$\Delta\theta_{11}(x, y)$ сепсис
Середнє	0,22 ± 3%	0,25 ± 9%	0,18 ± 5%	0,15 ± 7%
Дисперсія	0,31 ± 7%	0,22 ± 6%	0,24 ± 14%	0,35 ± 17%
Асиметрія	3,74 ± 6%	1,89 ± 11%	0,24 ± 15%	1,89 ± 13%
Ексцес	1,94 ± 9%	3,78 ± 8%	2,73 ± 16%	1,71 ± 15%
Півширина, L	0,02 ± 11%	0,21 ± 13%	0,11 ± 9%	0,26 ± 13%
Дисперсія, Ω	0,17 ± 14%	0,03 ± 9%	0,19 ± 6%	0,13 ± 11%

Статистичні моменти і кореляційні параметри розподілу елементу $D_{11}(x, y)$ матриці Джонса та фазового зсуву $\Delta\theta_{11}(x, y)$ стінки товстої кишки

Параметри	$D_{11}(x, y)$ норма	$D_{11}(x, y)$ сепсис	$\Delta\theta_{11}(x, y)$ норма	$\Delta\theta_{11}(x, y)$ сепсис
Середнє	0,32 ± 7%	0,24 ± 4%	0,14 ± 9%	0,18 ± 11%
Дисперсія	0,37 ± 5%	0,45 ± 6%	0,75 ± 12%	0,52 ± 14%
Асиметрія	13,7 ± 8%	6,9 ± 7%	0,56 ± 15%	1,05 ± 9%
Ексцес	15,4 ± 8%	44,4 ± 11%	0,85 ± 11%	3,69 ± 13%
Півширина, L	0,14 ± 5%	0,091 ± 9%	0,08 ± 9%	0,06 ± 7%
Дисперсія, Ω	0,09 ± 11%	0,13 ± 8%	0,14 ± 14%	0,36 ± 11%

Таким чином встановлено, що найбільш чутливими до зміни оптико-геометричної будови поверхневої та об'ємної складових біологічної тканини є 3-й - 4-й статистичні моменти координатних розподілів азимутів і еліптичностей поляризації (поляризаційні мапи).

Зав'яньський Л.Ю.

РОЛЬ ВОДИ В ЖИВИХ СИСТЕМАХ

Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики

Вищий державний навчальний заклад України

«Буковинський державний медичний університет»

Фізичні властивості води значно відрізняються від властивостей водневих сполук елементів шостої групи (гідридів) Po, Te, Se, S. Це такі властивості:

1. Температурний інтервал, в якому існує рідка вода при нормальному тиску становить 100° С. Якби для води виконувались закономірності як і для інших гідридів, то він був би від – 95 до – 80° С.

2. Аномальна залежність густини рідкої води від температури. Її густина досягає максимуму при 4°С.

3. Дуже висока питома теплоємність води. Це стабілізує температуру в глобальному масштабі.

4. Висока діелектрична проникність. При кімнатній температурі вона досягає 80.

Внаслідок цього вода є хорошим розчинником в якому електроліти мають високу ступінь дисоціації.

Ці особливості води пояснюються електронною будовою її молекул і можливістю створювати міжмолекулярні водневі зв'язки. Для цих зв'язків виконується правило Бернара – Фаулера: на кожній лінії - O – O – є один протон. Тому вони мають направленість і насиченість, чим пояснюється ажурна структура твердої води і, частково, рідкої. Наявність водневих зв'язків приводить до складної залежності індукції та напруженості електричного поля від координат. В неоднорідному електричному полі зв'язок між індукцією D в точці r і напруженістю E в точці r дається формулою

$$D(r) = \int \epsilon(r, r') E(r') d^3 r'$$

Інтегральне ядро $\epsilon(r, r')$ (функція впливу) має радіус дії r - r' рівний довжині ланцюжка водневих зв'язків. Поляризація в сусідніх точках простору буде значно скорельована: орієнтація диполя молекули води залежить не лише від сусідніх молекул, а і від орієнтації всіх диполів вздовж ланцюжка. Ці ланцюжки є причиною змін властивостей води під дією зовнішніх факторів (температури, зовнішніх полів). Нами було виявлено, що в магнітному полі з індукцією 0,4 – 0,5 Тл в'язкість води зменшується на 1 – 2 %.

В біологічних об'єктах частина води знаходиться в незвичайному стані, мало подібному до стану об'ємної води. Біологічний субстрат змінює параметри води. Так коефіцієнт самодифузії об'ємної води рівний $2,5 \cdot 10^{-5} \text{ см}^2/\text{с}$, а в еритроциті лише $0,2 \cdot 10^{-5} \text{ см}^2/\text{с}$. Молекули води в шарі, який прилягає до клітинної мембрани, утворюють з фосфоліпідами водневі зв'язки які орієнтують молекули води в шарі. Степінь орієнтації з відстанню від мембрани зменшується і на відстані 12 – 15 ангстрем (4 – 5 шарів молекул води) зникає. В межах орієнтованих шарів швидкість самодифузії молекул води в 100 раз більша ніж в об'ємній. Розчинені у воді речовини накопичуються в об'ємній воді.

Внаслідок орієнтації диполів води біля клітинних мембран не відстані 15 – 20 ангстрем виникає значне електричне поле. Якщо дві мембрани зближаються, то виникає між ними значна взаємодія. В такому неоднорідному електричному полі на мембранах розміщені і функціонують молекули білків, цукрів. Полярні молекули води визначають особливості клітинних мембран і мембран органелів цитоплазми.

Вода в рідкій фазі є необхідною для виникнення та існування життя. Тому вивчаючи екзопланети вчені звертають увагу на фізичні умови на їх поверхні: тиск атмосфери, температурні умови, можливість існування



рідкої води. В сонячній системі вчені допускають можливість існування життя на Марсі і супутниках планет – гігантів Європі і Титані. За останніми повідомленнями НАСА рідка вода на Марсі виявлена у вигляді концентрованих соляних розчинів. В далекому минулому існували моря і океани рідкої води. Отже, на Марсі життя могло виникнути і проіснувати в примітивних формах до нашого часу. Європа вкрита льодовим багатокілометровим панциром під яким є глибокий океан рідкої води. Отже, життя могло виникнути і на Європі. На Титані при дуже низьких температурах рідка вода відсутня. Але на поверхні виявлені моря рідких вуглеводнів (метану, пропану). Молекули вуглеводнів не є полярними тому не є хорошими розчинниками. Отже, на нашу думку, життя там виникнути не могло.

Іванчук М.А.

ПОБУДОВА ϵ -СІТОК ДВОХ МНОЖИН

Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики
Вищий державний навчальний заклад України
«Буковинський державний медичний університет»

Розглянемо двовимірні випадкові величини $\xi = (\xi_1, \xi_2)$ та $\eta = (\eta_1, \eta_2)$, що генерують генеральні сукупності A та B . Нехай відомі їх функції розподілу $F_\xi(x, y) = P(\xi_1 < x, \xi_2 < y)$ та $F_\eta(x, y) = P(\eta_1 < x, \eta_2 < y)$. Прийmemo $\epsilon_A > \delta$ та побудуємо для множини A ϵ -сітку в ранжованому просторі (R^2, H^2) .

Не зменшуючи загальності, припустимо, що множина A містить точку з найменшою ординатою. Позначимо a_{\min} - точка з множини A з мінімальною абсцисою та a_{\max} - точка з максимальною абсцисою.

Проведемо $k = \left\lceil \frac{1}{\epsilon_A} \right\rceil + 1$ вертикальних ліній від a_{\min} до a_{\max} так, щоб в кожному з $\left\lceil \frac{1}{\epsilon_A} \right\rceil$ отриманих смуг попала однакова (ϵ_{A_i}) кількість точок. Шукані вертикальні лінії, що відокремлюють смуги, описуються рівняннями

$$x = C_i, \quad i = \overline{1, k},$$

де

$$F(C_i) = i \epsilon_A$$

$$1 \leq i \leq \left\lceil \frac{1}{\epsilon_A} \right\rceil$$

Для кожної i -ї смуги, введемо позначення:

A^i - множина, що містить точки з множини A , що попали в i -ту смугу; B^i - множина (можливо, порожня), що містить точки з множини B , що попали в i -ту смугу; a_{\min}^i, a_{\max}^i - точки множини A^i з найменшою та найбільшою ординатами; b_{\min}^i, b_{\max}^i - точки множини B^i з найменшою та найбільшою ординатами.

Позначимо N_A - множина точок, які ми обиратимемо в ϵ -сітку множини A . З i -ї смуги в N_A відбираємо дві точки. Перша – це точка a_{\min}^i . Другу точку з A^i в N_A відбираємо за наступним алгоритмом.

Якщо $B^i = \emptyset$, включаємо в множину N_A точку a_{\max}^i

інакше якщо $a_{\max}^i < b_{\min}^i$, включаємо в множину N_A точку a_{\max}^i

інакше включаємо в множину N_A точку a^i з множини A^i , що є найближчим сусідом до точки b_{\min}^i .

Лема. $\forall \epsilon_A > \delta$ множина точок N_A є ϵ -сіткою множини A .

Аналогічно будемо ϵ -сітку множини B .

Запропонований метод дозволяє побудувати ϵ -сітки розміром $4 \left\lceil \frac{1}{\epsilon} \right\rceil$.

Клепиковський А.В., Махрова Є.Г.

УДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДУ БАГАТОЧАСТОТНОГО ФАЗОВОГО ВИМІРЮВАННЯ ДАЛЬНОСТІ БАГАТЬОХ ЦІЛЕЙ

Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики
Вищий державний навчальний заклад України
«Буковинський державний медичний університет»

Досліджено можливість застосування багаточастотного методу для удосконалення аналітичного багаточастотного фазового методу далекометрії. На відміну від класичного багаточастотного фазового методу, багаточастотний метод повинен використовувати не по одній частоті на кожній шкалі, а групами частот. При чому, тому як частоти розташовано рівномірно, то діапазон зондувальних частот на одній шкалі частково перекривається діапазоном зондувальних частот на другій шкалі. Це обумовлено тим, що точність визначається кроком по частоті зондувальних сигналів. Значення частоти на точність впливає опосередковано через число обумовленості матриці. Таким чином, діапазони частот першої та другої шкал відрізняються в декілька разів, а перші частоти співпадають.



Знаходження дальності проводиться в декілька етапів. На першому етапі вимірюється дальність за розробленим вище методом. Потім розраховується кількість фазових циклів на другій частоті.

Корежуються коефіцієнти відбиття відповідно до коефіцієнтів згасання. Коефіцієнт збільшення кроку частоти зондувального сигналу визначає зменшення похибки вимірювання. Його потрібно обирати з умови не перебільшення довжини хвилі зондувального сигналу на другому етапі похибки дальності знайденої на першому етапі. Розроблений багаточастотний багаточастотний фазовий метод дальнометрії відрізняється від класичного та багаточастотного фазового методу тим, що забезпечує одночасне вимірювання дальності багатьох об'єктів із підвищеною точністю. Кількість етапів зондування, вимірювання та розрахунків повинна бути достатньою для досягнення необхідної точності.

Досліджено перетворення спектру низькочастотного зондувального сигналу в область високих частот. При амплітудній модуляції, спектр частот переноситься в область верхніх частот. При проходженні зондувального сигналу від антени до цілі, при відбитті від цілі та поверненні до приймальної антени, сигнал набуває фазового зсуву пропорційного подвоєній відстані від станції до цілі. Також фазовий зсув пропорційний довжині хвилі зондувального сигналу.

При зондуванні декількох цілей, відповідно до принципу суперпозицій, в результаті відбиття і зворотного перетворення отримуємо суму гармонійних сигналів з однаковою частотою і різними фазовими зсувами.

Сума комплексних амплітуд сигналів, що відбилися від кожної цілі після перетворення в діапазон високих частот і навпаки аналогічна сумі сигналів, що відбилися від кожної цілі без трансформації спектру. Отже, можна зробити висновок, що при перетворенні у верхній діапазон частот і назад не призводить до втрати вимірювальної інформації по дальності цілей. При проведенні вимірювання дальності необхідно враховувати наявність постійної складової у сигналі, що був зворотноперетворений способом амплітудної модуляції.

Микитюк О.Ю.

АКТИВАТОРИ ХЕМІЛЮМІНЕСЦЕНЦІ ТА МЕХАНІЗМИ ЇХ ДІЇ

Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики
Вищий державний навчальний заклад України
«Буковинський державний медичний університет»

На сьогоднішній день для проведення досліджень в клінічній лабораторії необхідні все більш і більш чутливі методи. Одним з таких методів є вимірювання хемілюмінесценції біологічних проб.

Власна хемілюмінесценція (ХЛ), що супроводжує біохімічні реакції в клітинах і тканинах, має дуже низьку інтенсивність і саме тому її називають "надслабким світінням". Низька інтенсивність власної ХЛ і, як наслідок неможливість реєстрації результатів через низьку чутливість приладів, була до недавнього часу найголовнішою перешкодою для впровадження цього методу в лабораторну практику. Однак, дослідження, які проводяться в цьому напрямку, показали, що метод ХЛ має право на існування в присутності хімічних речовин, що підсилюють люмінесценцію – активаторів (enhancer).

За механізмом дії активатори поділяються на дві групи, які можна відповідно назвати хімічними і фізичними активаторами. Інтенсивність світіння при ХЛ реакціях залежить від: 1) швидкості хімічної реакції, що супроводжується світінням; 2) ймовірності утворення молекули продукту в електронно-збудженому стані; 3) ймовірності випромінювання фотона при переході збудженої молекули продукту в основний стан.

Хімічні активатори ХЛ - це сполуки, що вступають в реакції з активними формами кисню або органічними вільними радикалами, в ході яких утворюються молекули продуктів у збудженому електронному стані. Світіння, яке при цьому спостерігається, обумовлене переходом збуджених молекул в основний стан, що й призводить до випромінювання фотонів:



Фізичні активатори – сенсбілізатори (sensitizers) - багаторазово підсилюють інтенсивність хемілюмінесценції не вступаючи в хімічні реакції і не впливаючи на хід реакції, що супроводжуються світінням. В основі їх дії лежить фізичний процес переносу енергії з молекули продукту ХЛ реакції на молекулу активатора, для якої характерний високий квантовий вихід люмінесценції. Перенос енергії електронного збудження (міграція енергії) - це процес взаємодії електронно-збудженої молекули з незбудженою при невеликих відстанях між молекулами (кілька десятків ангстрем) і за умови рівності енергій збудженого стану молекули - донора енергії і молекули-акцептора:



Тобто, фізичні активатори збільшують величину квантового виходу випромінювання фотона збудженою молекулою продукту. Таким чином, інтенсивність світіння значно залежить від квантового виходу люмінесценції продукту реакції, тобто від того, яка частина збуджених молекул продукту перейде в основний стан із збудженого стану з випусканням фотона. Зазвичай ця частка складає всього десяти або навіть соті частки відсотка. Але якщо всі молекули продукту передадуть енергію електронного збудження молекулам активатора, то інтенсивність світіння буде визначатися квантовим виходом люмінесценції активатора, який може наближатися до одиниці. Інтенсивність світіння зростає при цьому на декілька порядків.

Фізичними активаторами ХЛ є деякі люмінесціюючі сполуки, що підсилюють ХЛ при ланцюговому окисненні ліпідів. До них відносяться барвники та комплекси рідкоземельних елементів, що мають здатність багаторазово підсилювати інтенсивність активованої хемілюмінесценції. Наприклад, активатор Eu^{3+} -