

**МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
БУКОВИНСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ**



**МАТЕРІАЛИ
95 – ї
підсумкової наукової конференції
професорсько-викладацького персоналу
БУКОВИНСЬКОГО ДЕРЖАВНОГО МЕДИЧНОГО УНІВЕРСИТЕТУ
(присвячена 70-річчю БДМУ)**

17, 19, 24 лютого 2014 року

Чернівці – 2014

УДК 001:378.12(477.85)

ББК 72:74.58

М 34

Матеріали 95 – її підсумкової наукової конференції професорсько-викладацького персоналу Буковинського державного медичного університету – присвяченої 70-річчю БДМУ (Чернівці, 17, 19, 24 лютого 2014 р.) – Чернівці: Медуніверситет, 2014. – 328 с. іл.

ББК 72:74.58

У збірнику представлені матеріали 95 – її підсумкової наукової конференції професорсько-викладацького персоналу Буковинського державного медичного університету – присвяченої 70-річчю БДМУ (Чернівці, 17, 19, 24 лютого 2014 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 Андрієць О.А.

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.

чл.-кор. АПН України, доктор медичних наук, професор Пішак В.П.

доктор медичних наук, професор Польовий В.П.

доктор медичних наук, професор Слободян О.М.

доктор медичних наук, професор Ташук В.К.

доктор медичних наук, професор Ткачук С.С.

доктор медичних наук, професор Тодоріко Л.Д.

доктор медичних наук, професор Шаплавський М.В.

ISBN 978-966-697-533-4

© Буковинський державний медичний
університет, 2014



Таблиця 1

Статистичні $(M; \sigma; A; E)$, кореляційні $K_{i=1,2,3,4}$, спектральні моменти 1-го – 4-го порядків $S_{i=1,2,3,4}$ розподілу вейвлет-коефіцієнтів $\bar{W}_{a=const; b=1+m}(S_{12,21} = 0)$ кількості характеристичних значень параметрів уявної складової джонс-матричного зображення $S_{12,21}(m \times n)$ дендритної полікристалічної мережі слини людини, хворої на туберкульоз (21 пацієнт)

	a				$K_{i=1,2,3,4}$				$S_{i=1,2,3,4}$			
	M	σ	A	E	K_1	K_2	K_3	K_4	S_1	S_2	S_3	S_4
$a = 28$	0,26 \pm 0,051	0,13 \pm 0,027	0,89 \pm 0,26	1,29 \pm 0,25	1,01 \pm 0,21	0,29 \pm 0,052	1,27 \pm 0,31	1,69 \pm 0,38	0,38 \pm 0,077	0,39 \pm 0,083	0,41 \pm 0,051	0,36 \pm 0,082

З аналізу даних, наведених у таблиці 1 видно, що зміни значень моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли вейвлет-коефіцієнтів $W_{a,b}(N(S_{12,21} = 0))$, мають екстремальні значення для моментів 4-го порядку: статистичний момент E зростає у 3,85 разу; кореляційний момент K_4 зростає у 1,75 разу; спектральний момент S_4 зменшується у 1,9 разу.

Таким чином вперше для класифікації та диференціації оптичних властивостей полікристалічних мереж з слабкою фазовою модуляцією застосовано масштабно-селективний аналіз статистичних, кореляційних і спектральних параметрів, які характеризують розподіли кількості характеристичних значень уявної складової “фазових” елементів матриці Джонса півки біологічної рідини. У результаті одержані фізичні критерії диференціації поляризаційних проявів оптичної анізотропії дендритних мереж. Визначено взаємозв'язок між статистичними, кореляційними і спектральними моментами 1-го – 4-го порядків, які характеризують множини вейвлет-коефіцієнтів залежностей кількості характеристичних значень джонс-матричних зображень, і розподілами напрямів оптичних осей і двоприменезаломлення біологічних кристалів на різних масштабах геометричних розмірів полікристалічної дендритної мережі шарів слини. На основі цього реалізована діагностика туберкульозу.

Боєчко В.Ф.

ДЕЯКІ ОБ'ЄКТИВНІ ПІДХОДИ ДО ВИВЧЕННЯ ЖИВОЇ СИСТЕМИ

*Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики
Буковинський державний медичний університет*

Жива система (людина) – це високоорганізована, динамічна, самовідтворююча, саморегулююча в деякій мірі, дуже складна система, що взаємодіє із навколишнім світом. Для такої системи характерно, що кожен орган її взаємодіє не тільки із іншими органами, а й передає по певним каналам інформацію і енергію про свій стан і роботу в різних формах.

Враховуючи такі особливості живої системи бажано було б при її вивченні звернути увагу на:

- макропараметри, що характеризують систему;
- рівень виникнення патології;
- мікропараметри, що характеризують загальний стан системи;
- динамічні параметри, що характеризують систему на макро і мікро рівнях;
- зміну величини параметру, а не саму величину. Зміна величини параметру та її закон є більш інформативним, чим сама величина;
- введення нових параметрів для характеристики стану системи;
- взаємодію живої систем з навколишнім світом.

При такому підході ми з більшою достовірністю вивчимо стан живої системи.

Григорішин П.М.

ЛАЗЕРНА ПОЛЯРИМЕТРИЧНА ДІАГНОСТИКА ЕПІТЕЛІАЛЬНОЇ, М'ЯЗОВОЇ ТА СПОЛУЧНОЇ ТКАНИН

*Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики
Буковинський державний медичний університет*

Апробована модель описання оптичної анізотропії біологічних тканин на основі використання матриці Мюллера оптично одноосних двоприменезаломлюючих кристалів. Формалізм матриці Джонса використовується для класифікації та подальшої диференціації сукупності поляризаційних властивостей основних типів біологічних тканин людини. Основою характеристики зображень лазерної поляриметрії є встановлення взаємозв'язку між набором статистичних моментів 1-4 порядків, що характеризують мікрогеометрію поверхні і орієнтаційнофазової будови двоприменезаломлюючої архітектоники біологічних тканин та сукупністю відповідних статистичних моментів двовимірних розподілів азимутів і

еліптичностей світлових коливань їх поляризаційної мапи. Вимірювання координатних розподілів матричних елементів $D_{ik}(x, y)$ 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 (стілки живота – 10 мікропрепаратів). Зрізи товщиною 20 мкм для приготування мікропрепаратів виготовлялися на заморожуючому мікротомі МЗ-2. Наведені координатні і ймовірнісні розподіли елементів $D_{11}(x, y)$ матриці Джонса D_{ik} епітеліальної тканини, м'язової тканини та сполучної тканини (дермальний шар) відповідно, координатні та трьохвимірні розподіли елементу $D_{11}(x, y)$ матриці Джонса здорової та септично запаленої стінки тонкої кишки та стінки товстої кишки відповідно. Виявлено різницю лазерного зображення, діапазони зміни статистичних моментів $R^{(i)}$ розподілів матриці Джонса біологічних тканин (епітеліальної, м'язової та сполучної тканин) у нормі та патології.

Гуцул О.В.

ВПЛИВ МАГНІТНОГО ПОЛЯ НА ВЛАСТИВОСТІ КРОВІ

*Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики
Буковинський державний медичний університет*

Метод впливу магнітним полем на біологічні рідини і, зокрема, на кров знаходить широке застосування у фізіології та медицині. Однак теоретичні основи зазначеного впливу вивчені недостатньо. У 50-х роках 20-го століття великий поштовх у розвитку та розумінні механізму впливу магнітних полів на кров дав видатний фізіолог А.Л. Чижевський. Встановлено, що рух еритроцитів по судинах обумовлений магнітними полями на їх поверхні (Чижевський А.Л., 1973). Звідси випливає, що в разі зміни між збалансованими магнітними силами, які підтримують еритроцити, вони неминуче зіткнуться і з'єднаються. За останні 10-20 років з'явилося безліч публікацій, присвячених впливу зовнішніх магнітних полів на кров та її рух по судинах, переважна частина яких містить лише тезовий виклад результатів спостережень або практичних медичних рекомендацій. Щоб виділити з цього потоку повідомлень достовірні дані, корисно спиратися на результати точних вимірювань і на ретельний аналіз потенційно можливих механізмів. Особлива увага повинна приділятися взаємодії на рівні клітинних і субклітинних структур з електричними і магнітними полями.

Вивчення залежності процесів агрегації у рухомій крові від електричних параметрів клітин (Колесникова А. В., 2007; Kizilova N., 2012; Черевко В.А., 2011) на основі дослідження електромагнітної взаємодії поляризованих клітин з урахуванням просторового розділення заряду потребує відповіді на питання про характер розподілу клітин в рухомому потоці.

Відомо, що магнітні властивості еритроцита в цілому визначаються співвідношенням наявних у ньому форм гемоглобіну Hb. Найбільш сильно парамагнітні властивості виражені у metHb, зміст якого в нормальній крові менше 4% (залежно від віку еритроцита), але значно зростає при деяких патологічних станах. З огляду на це важливим є оцінка величини магнітного моменту та магнітної сприйнятливості еритроцита. У роботі (Кизилова Н.Н., 1994) приведено величину магнітного моменту еритроцита:

$$M_s = \chi_v w_0 H = -6,334 \cdot 10^{-17} \text{ Н},$$

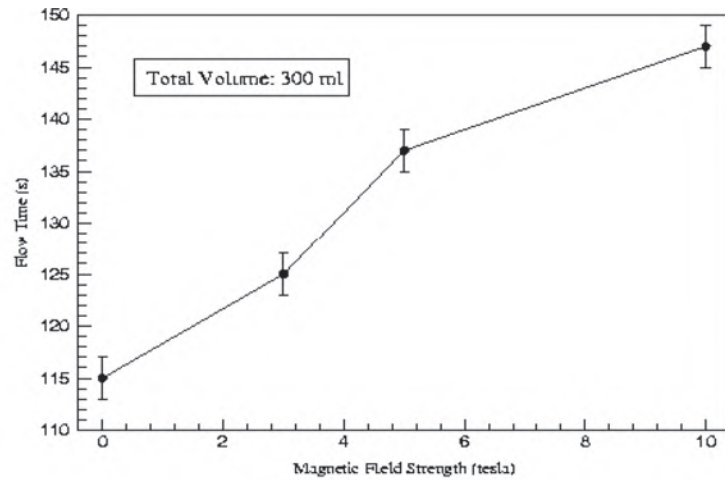
де χ_v - об'ємна сприйнятливості внутрішньоклітинного розчину.

У роботі (Sheppard A. R., 1977) також проведено оцінку величини магнітного моменту еритроцита, визначивши його магнітну сприйнятливості:

$$\chi = -4\pi \cdot 0,736 \cdot 10^{-6}.$$

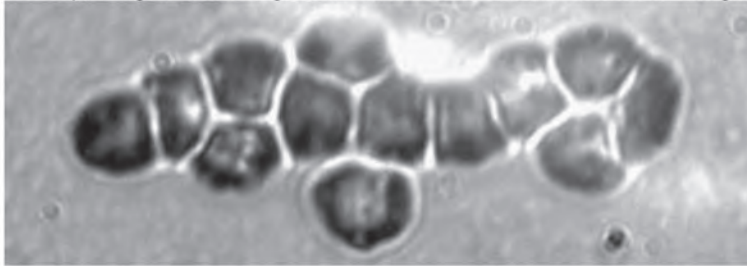
Крім магнітних сил між еритроцитами діють ще сили молекулярного притягання і електростатичного відштовхування. Під час дослідження балансу сил агрегації клітин в зовнішньому магнітному полі, необхідно враховувати їх взаємодію як наведених магнітних диполів. Реальне ж індуковане поле клітини буде відрізнятись від поля диполя і сильно залежить від форми еритроцита.

У магнітному полі (МП) еритроцити здатні орієнтуватися і агрегувати в ланцюжки подібно магнітним частинкам. Дія МП ($B=0,5 \text{ Тл}$) викликала помітну зміну електричних властивостей клітин крові (Sosa M., 2005). Експериментально виявлено вплив МП на гемодинаміку, причому найбільш значні зміни відбуваються на рівні мікроциркуляції. Експериментальні дані досить суперечливі: частина з них вказує на те, що МП викликає розширення кровоносних судин, а інша частина - що залежно від початкового стану організму МП призводить або до розширення, або до звуження судин (McKay J. C., 2007). Можливо, зміни гемодинаміки частково пов'язані із змінами в'язкості крові, яка найчастіше збільшується під дією МП.



У серії експериментів виявлено, що уповільнення руху крові досягає 25 %, якщо величина прикладеного поля становить 10 Тесла (Наїк У., 2001). При значенні поля в 1 Тесла (характерна величина для МРТ - пристроїв), в'язкість змінюється менш ніж на 0,3 %.

Встановлено, що осмотична стійкість еритроцитів лінійно залежить від індукції магнітного поля. Слабкі поля активують утворення активних форм кисню в нейтрофілах, а сильніші поля призводять до загибелі еритроцитів. Експериментуючи з величиною магнітної індукції та тривалістю впливу, автори (R. Тао, 2011) підбрали такі параметри, при яких червоні кров'яні тільця поляризуються і починають злипатися в дуже короткі ланцюжки, більш важчі ланцюжки еритроцитів спрямовуються до середини судинного русла, завдяки такому ефекту в'язкість крові знижується на 20-30 відсотків. Цього ефекту вдалося досягти, помістивши кров всього на одну хвилину в поле з індукцією в 1,3 тесла - приблизно такий же, як у апарату магнітно - резонансної томографії. Еритроцити згрупувалися в ланцюжки після впливу магнітних імпульсів (1,33 Тл), зображення отримане за допомогою оптичного мікроскопа.



Проте відомо, що кров у пробірці та кров, що знаходиться в живому організмі, володіють різним електричними властивостями, біофізики знають: з «живої» крові заряд стікає через кілька годин після її забору з організму.

Плануються подальші дослідження в'язкості крові під впливом магнітного поля в капілярних трубках, які імітують кровеносні судини в тілі людини. Для подальших клінічних випробувань вченим отримав грант Національного інституту здоров'я США, що підтверджує актуальність таких досліджень.

Численні клінічні та біофізичні дослідження показали, що вплив магнітного поля знижує реологічні властивості крові, прискорює швидкість осідання еритроцитів, і т.п. Слід зазначити, що до теперішнього часу ще не існує достатнього набору даних, що дозволяють виділити найбільш ефективні параметри впливу (амплітуда, частота магнітного поля, час дії та інше), тому всі дослідження в цій області є актуальними.

Іванчук М.А.

ВИКОРИСТАННЯ СТАТИСТИЧНИХ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ ДЛЯ ПРОГНОЗУВАННЯ В МЕДИЦИНІ

*Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики
Буковинський державний медичний університет*

Раннє прогнозування ускладнень дозволяє лікарю адекватно вибрати тактику лікування хворих. Тому проблема вибору найкращого методу для прогнозування завжди є актуальною.

Будемо висувати нульову гіпотезу H_0 про відсутність ускладнень у хворих, тоді альтернативна їй гіпотеза H_1 буде вказувати на їх наявність. При цьому похибка першого роду α буде означати ризик гіпердіагностики (віднесення хворого з більш легким перебігом захворювання до «важкої» групи), а похибка другого роду β - ризик гіподіагностики (віднесення важких хворих до «легкої» групи). Похибки

другого роду при такому формулюванні нульової та альтернативної гіпотез є більш важливими для лікаря та пацієнта, оскільки можуть призвести до неадекватного лікування важких хворих. Тому серед методик прогнозування наявності ускладнень у хворих пропонуємо вибрати ті, потужність яких у конкретному випадку є найвищою.

Для прогнозування наявності ускладнень у хворих пропонуємо використовувати наступні статистичні методи:

1. Дисперсійний аналіз. Дозволяє визначити силу впливу факторів на наявність ускладнень та знайти маркери важкості стану хворих.
2. Кластерний аналіз. Призначений для розбиття вихідних даних на групи (кластери) таким чином, щоб хворі, що входять в ці групи були максимально схожі за наперед заданим критерієм (наприклад, наявністю ускладнень).
3. Оцінка інформативності за Кульбаком та знаходження діагностичних коефіцієнтів. Дозволяє обчислити інформативність ознак та побудувати прогностичні таблиці, за якими оцінюється важкість стану хворого.
4. Власний метод розподілу хворих по групах шляхом розділення опуклих множин лінійним функціоналом.

Нехай на площині задано дві множини (групи хворих) N_1 та N_2 , які необхідно відокремити. Побудуємо для них опуклі оболонки методом Джарвіса. Після побудови опуклих оболонок для множин N_1 та N_2 перевіримо, чи ці оболонки не перетинаються. Представимо опуклу оболонку множини N_1 як сукупність трикутників з вершинами в геометричному центрі оболонки і основою – відрізком, що сполучає дві точки оболонки. Для кожної точки множини N_2 будемо перевіряти її належність трикутникам, з яких складається опукла оболонка множини N_1 . Якщо деяка точка множини N_2 належить хоча б одному з трикутників опуклої оболонки множини N_1 , вважатимемо цю точку промахом. Якщо кількість промахів не більше ніж наперед заданий рівень значущості, множини N_1 та N_2 можна відокремити. Відкинувши всі промахи множини N_2 , побудуємо нову опуклу оболонку для цієї множини. В результаті отримаємо дві опуклі оболонки, що не перетинаються. Згідно наслідку теореми Хана-Банаха, існує ненульовий лінійний функціонал, що розділяє ці дві опуклі оболонки, що не перетинаються.

Для побудови цього лінійного функціонала пропонуємо відокремлювати опуклі множини прямою, перпендикулярною до прямої, що проходить через геометричні центри опуклих оболонок і ділить відрізок, що сполучає ці геометричні центри, пропорційно до об'ємів заданих множин.

Клепиковський А.В.

ОЦІНКА ВІБРОСТІЙКОСТІ ЕЛЕМЕНТІВ РАДІОЕЛЕКТРОННОЇ АПАРАТУРИ ЗА ДОПОМОГОЮ МЕТОДУ ЕЛЕКТРОДИНАМІЧНИХ АНАЛОГІЙ

*Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики
Буковинський державний медичний університет*

Забезпечення надійної роботи радіоелектронної апаратури продовжує залишатися однією з актуальних задач, що стоять перед розробниками нової техніки. Розширення сфер та галузей застосування радіоелектронних виробів, яке охоплює все більшу кількість напрямів її використання, різке збільшення задач, які можуть вирішуватися сучасними радіоелектронними приладами, висуває нові підвищені вимоги до проєктантів та виробників нової техніки.

Оцінка експлуатаційних параметрів сучасних зразків радіоелектронної апаратури висуває необхідність розробки нових розрахункових математичних моделей оцінки якості майбутніх зразків, а також – модернізованих та вдосконалених виробів, сфера використання яких розширюється, а вимоги до оцінки експлуатаційних параметрів стають жорсткішими. Сучасні радіоелектронні вироби експлуатуються не тільки на стаціонарних установках, а також входять до складу рухомих вимірювальних комплексів різноманітного призначення. Робота апаратури в таких умовах нерозривно пов'язана із впливом вібрацій на елементи радіоелектронних вузлів та систем, які створюються двигунами носія, є слідством роботи багатьох вузлів та систем різного призначення, що входять до складу всього комплексу. Оцінка величини власних частот коливань радіоелектронних вузлів апаратури є обов'язковою умовою забезпечення її надійної роботи, оскільки співпадіння власних частот коливань вузлів апаратури із збуджуючими частотами носія може привести до явища резонансу і, як наслідок, руйнуванню вузлів, виходу з ладу всього дорогого та важливого технічного комплексу. В механіці досить відомий та широко використовується метод електродинамічних аналогій (ЕДА) використання якого пов'язано з меншими математичними труднощами, дозволяє досить ефективно та оперативно, з'єднуючи певну кількість опорів, індуктивностей та ємностей в загальне електричне коло отримати імітаційну модель механічної системи (А.В. Клепиковський, 2005 р).

В роботі наведена методика оцінки власних частот коливань в радіоелектронних системах, які структурно приводяться до етажеркової схеми побудови (термоелектричні охолоджувачі, які працюють на модулях Пельтьє, радіоелектронні плати, зібрані в пакети тощо). Використовуючи загальне рівняння