

**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.

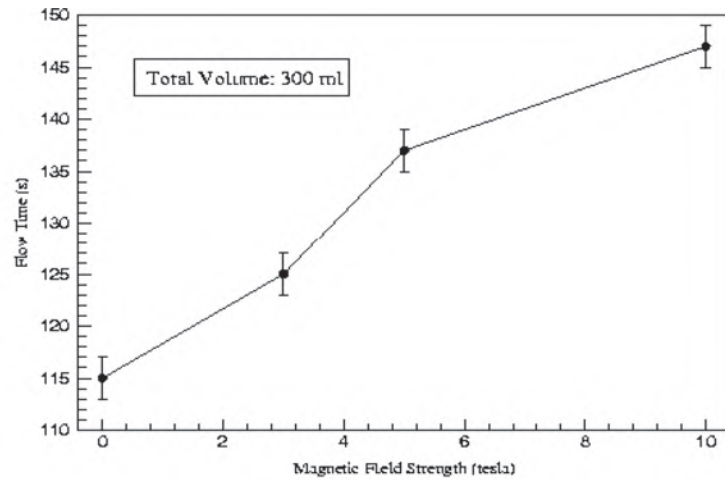
доктор медичних наук, професор Ткачук С.С.

доктор медичних наук, професор Тодоріко Л.Д.

доктор медичних наук, професор Шаплавський М.В.

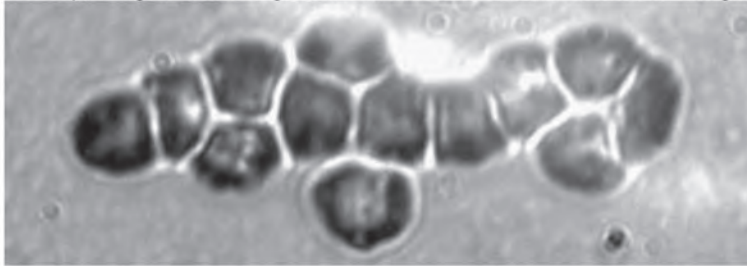
ISBN 978-966-697-533-4

© Буковинський державний медичний  
університет, 2014



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) підібрали 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  $\alpha$  буде означати ризик гіпердіагностики (віднесення хворого з більш легким перебігом захворювання до «важкої» групи), а похибка другого роду  $\beta$  - 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

динаміки, після перетворення його до узагальнених координат, отримуємо рівняння коливального руху механічних систем з одним ступенем вільності

$$\alpha \ddot{q} + \beta \dot{q}' + cq = Q(t),$$

де  $\alpha$  – узагальнений коефіцієнт інерції (маса, осьовий момент інерції), якому відповідає індуктивність  $L$ ;  $\beta$  – узагальнений коефіцієнт розсіювання енергії (коефіцієнт демпфування), якому відповідає опір  $R$ , де електрична енергія аналогічно механічній перетворюється на теплову;  $c$  – узагальнена жорсткість механічної системи,

якій відповідає інверсна (обернена) ємність конденсатора  $\frac{1}{C}$ ;  $Q(t)$  – узагальнена сила механічної системи, якій

відповідає електрорушійна сила  $e(t)$  джерела напруги;  $q$  – сила струму в контурі.

На рис. 1 наведено механічну (а) і електричну (б) схематизацію коливального контуру з одним ступенем вільності.

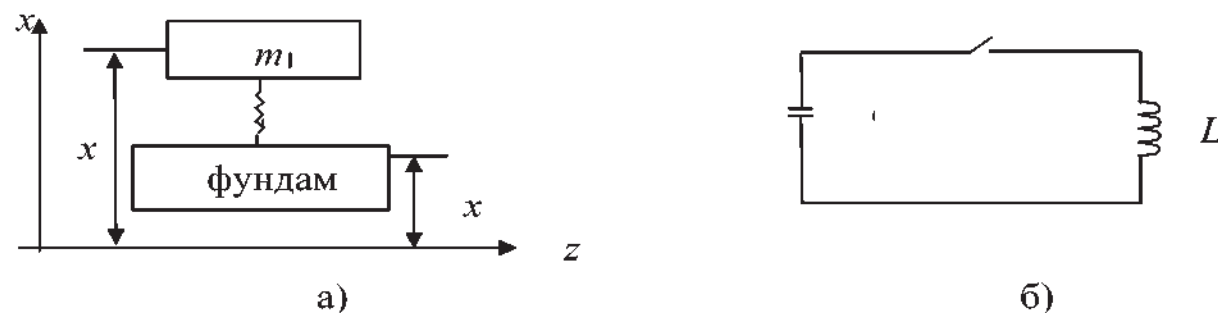


Рис. 1. (а) механічна схематизація однокаскадного ТЕО;  
(б) електрична схематизація коливного контуру

Аналогічним чином схематизовано та змодельовано 3-х та 4-х каскадні системи, для яких проаналізовано вплив кількості каскадів (числа ступенів вільності), жорсткостей з'єднань між каскадами, маси самих каскадів на власну частоту коливань всієї системи. Математичне моделювання виробів з різним числом ступенів вільності, різною жорсткістю та масами дозволило запропонувати шляхи для конструктивного захисту виробів від вібраційних впливів, врахувати демпфування системи, що дає можливість підвищити експлуатаційну надійність виробів на етапі проектування (А.В. Клепиковський, 2006).

**Микитюк О.Ю.**

### СУЧАСНІ ДОСЯГНЕННЯ ФІЗИЧНОЇ НАУКИ ТА ЇХ ВИКОРИСТАННЯ У МЕДИЦИНІ

Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики  
Буковинський державний медичний університет

З роботи співробітників Цюрихського відділення фірми IBM Г.Бінніга і Х.Рорера зі створення скануючого тунельного мікроскопа почалася історія скануючих зондових мікроскопів (СЗМ). Принцип роботи такого мікроскопа полягає в тому, що будь-які типи взаємодії тонкого вістря зонда з поверхнею (електричні, магнітні, механічні тощо) можуть бути перетворені відповідними приладами і комп'ютерними програмами у прецизійне зображення поверхні.

На сьогодні існує цілий спектр СЗМів - тунельний (СТМ), атомно-силовий (АСМ), магнітний (МСМ), оптичний мікроскоп ближнього поля та інші. Унікальні можливості СЗМ у роботі на нанометровій шкалі (експерименти із захоплення зондом СТМ окремих атомів і переносу їх в інше місце на поверхні зразка) допомогли йому стати необхідним для багатьох фізичних, хімічних і біологічних лабораторій світу.

Серед усього сімейства СЗМ варто виділити скануючий тунельний і атомно-силовий мікроскопи, за допомогою яких спостерігаються окремі атоми і молекули, здійснюються спрямовані маніпуляції з ними. А по суті, зондові мікроскопи є єдиними багатофункціональними приладами для дослідження як топографії поверхні, так і сукупності механічних, електронних, магнітних і оптичних властивостей поверхні із субнанометровою просторовою роздільною здатністю.

Висока роздільна здатність АСМ поряд з її широким спектром можливостей при дослідженні поверхонь зробили ці методи привабливими для вивчення біологічних зразків, що призвело до створення і розвитку спеціальних методик і протоколів роботи для АСМ біооб'єктів. Основними перевагами АСМ в порівнянні з традиційними методиками електронної мікроскопії, такими як скануюча електронна мікроскопія (СЕМ) і просвітлююча електронна мікроскопія (ПЕМ), є можливість отримання тривимірних зображень, відносна простота приготування зразка (наприклад, не потрібні такі процедури, як ультрамикротомія, контрастування атомами важких металів), відсутність необхідності створення вакууму під час сканування, можливість проводити дослідження об'єктів в рідині, зокрема, вивчати біологічні об'єкти in vivo, та ін.

Основні напрямки використання методу АСМ при дослідженні білків: вивчення адсорбції білків і її кінетики на різні підкладки; взаємодія з мембранами і лентгюрівськими плівками; дослідження процесів мультимеризації і мономеризації білків; вивчення морфології та особливостей структуроутворення різних ДНК - і РНК- білкових комплексів.

При цьому основними перевагами АСМ в таких дослідженнях є відсутність необхідності кристалізації білкових зразків, можливість вивчення процесів in situ в середовищах, найбільш наближених до нативних, можливість спостереження і маніпуляції окремими білковими молекулами.

**Нагірняк В.М.**

### ВИЗНАЧЕННЯ ТЕРМО - ФІЗИЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ТКАНИН ЗА ДОПОМОГОЮ ЦИФРОВОЇ ОБРОБКИ РАДІОЛОГІЧНИХ ЗНІМКІВ У МАТЛАБ

Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики  
Буковинський державний медичний університет

Робота присвячена розробці програми МАТЛАБ для обробки КТ зображень та визначення термофізичних властивостей тканин зображених на них на основі величини інтенсивності різних ділянок тканин людини. Програма дозволяє створити двовірну карту термофізичних коефіцієнтів, де кожній точці відповідає набір коефіцієнтів теплопровідності, теплоємності, та густини. Ці коефіцієнти необхідні для розв'язання диференціальних задач біо-теплого переносу зі змінними коефіцієнтами що відповідають різним типам тканин та анатомії індивідуального пацієнта.

Комп'ютерний розрахунок проводиться на комп'ютері TOSHIBA з операційною системою Windows 7. У роботі використовувалось програмне забезпечення MATLAB компанії MathWorks (Natick, MA, USA).

В основу алгоритму покладено факт лінійної залежності між лінійним коефіцієнтом затухання та одиницями Хаунсфілда, що перевірено експериментально (Lagravère M.O., 2006). Величина одиниць Хаунсфілда дозволяє визначати тип зображеної тканини (Mah P, 2010).

Таблиця 1

Величини термофізичних коефіцієнтів для основних типів тканин людини

| Тип тканини          | Тепло-провідність, $K$<br>( $W/m \cdot K$ ) | Густина, $\rho$<br>( $kg/m^3$ ) $\times 10^3$ | Питома теплоємність, $c$<br>( $J/kg \cdot K$ ) $\times 10^3$ | Дифузивність, $a$<br>( $m^2/s$ ) $\times 10^{-6}$ |
|----------------------|---|---|--|---|
| М'язи, м'які тканини | 0.38 - 0.54                                 | 1.01 - 1.05                                   | 3.6-3.8  | 0.09 - 0.12                                       |
| Вода @ 37 °C         | 0.63  | 0.99  | 4.2  | 0.15  |
| Ракова тканина       | 0.778                                       | 1.66  | 2.54   | 1.85  |
| Жирова тканина       | 0.19 - 0.20                                 | 0.85 - 0.94                                   | 2.2 - 2.4  | 0.10  |
| Кістка               | 0.520                                       | 2.07  | 0.84   | 0.30  |
| Повітря              | 0.0271                                      | 0/00113                                       | 1.005  | 23.4  |

В роботі розроблено комп'ютерну програму яка дозволяє обробляти радіологічні знімки (в тому числі DICOM) і визначати термофізичні властивості даної ділянки тканин.

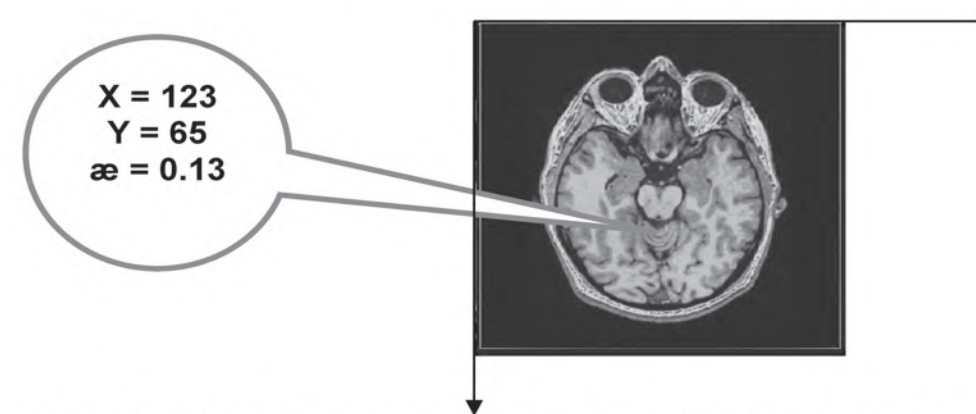


Рис.1 Приклад двовірної карти термофізичних коефіцієнтів тканин голови. Зображення отримано після обробки у МАТЛАБ. Показано координати точки та величину коефіцієнта дифузивності тканини.