

## ОСОБЛИВОСТІ ЕЛЕКТРОФІЗИЧНИХ МЕТОДІВ ДОСЛІДЖЕННЯ РЕОЛОГІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ ЕЛЕКТРОЛІТІВ ТА БІОЛОГІЧНИХ РІДИН

Гуцул О.В., асистент, Шаплавський М.В., д.мед.н., професор, завідувач кафедри,  
\*Слободян В.З., к.ф.-м.н., завідувач лабораторією

*Буковинський державний медичний університет  
\*Чернівецький національний університет ім. Юрія Федьковича*

Теоретично та експериментально обґрунтовано нові методи електрофізичного дослідження реологічних параметрів електролітів та біологічних рідин, основані на реєстрації зміни питомого опору рідин та добротності коливального контуру, що містить капіляр з досліджуваною рідиною.

*Ключові слова: електрофізичні дослідження, питомий опір, питома електропровідність, капіляри, електроліт, біологічні рідини*

Гуцул О.В., Шаплавский Н.В., \*Слободян В.З. ОСОБЕННОСТИ ЭЛЕКТРОФИЗИЧЕСКИХ МЕТОДОВ ИССЛЕДОВАНИЯ РЕОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЭЛЕКТРОЛИТОВ И БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ / Буковинский государственный медицинский университет, \*Черновицкий национальный университет им. Юрия Федьковича, Украина

Теоретически и экспериментально обоснованы новые методы электрофизического исследования реологических параметров электролитов и биологических жидкостей, основанные на регистрации изменения удельного сопротивления жидкостей и добротности колебательного контура, содержащего капилляр с исследуемой жидкостью.

*Ключевые слова: электрофизические исследования, удельное сопротивление, удельная электропроводность, капилляры, вязкость, электролит, биологические жидкости*

Gutsul O.V., Shaplavskiy N.V., \*Slobodian V.Z. PECULIARITIES OF ELECTROPHYSICAL METHODS INVESTIGATION OF RHEOLOGICAL PARAMETERS OF ELECTROLYTES AND BIOLOGICAL FLUIDS / Bukovynskyy State Medical University, Department of Biological Physics and Medical Informatics, \*Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, Ukraine

New methods of studies of electrolytes and fluids rheological parameters have been theoretically and experimentally substantiated by way of registering the change in resistivity and Q-factor of the tuned-circuit, containing a capillary with the fluids.

*Key words: electrical studies, resistivity, conductivity, capillary, viscosity, electrolyte, biological fluids*

### ВСТУП

Розвиток сучасної медицини обумовлений значною мірою використанням методів, в основі яких лежать електронні прилади та пристрої. Розробка нових діагностичних методів є актуальним завданням медичного приладобудування [1]. Незважаючи на успіхи у дослідженні реологічних властивостей крові, актуальним залишається завдання розробки методів аналізу гемореології, які об'єктивно відображають агрегаційні та реологічні властивості крові. На даний час багато дослідників приділяють велику увагу вивченню реологічних властивостей крові на рівні мікроциркуляції [2,3], проте використання різних методів визначення гемореологічних параметрів не дозволяє знайти стандарти кількісного контролю, що необхідно для клінічної практики. Принциповим недоліком існуючих моделей віскозиметрів є те, що вимірювання в'язкості базується на змочуваності робочої поверхні приладу [4,5,6]. Часто використовується значний об'єм досліджуваної рідини, що, зокрема при аналізі біологічного матеріалу має велике значення.

### ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ ТА МЕТОДИКА ЕКСПЕРИМЕНТУ

У контексті вищезазначеної проблеми розроблено комплекс автоматизованого вимірювання електрофізичних та реологічних параметрів електролітів та біологічних рідин, зокрема електродний та безелектродний електрофізичні методи аналізу реологічних параметрів рідин з метою вивчення взаємозв'язку між в'язкістю та швидкістю протікання їх у модельних капілярах. Під час проведення досліджень контактним методом вдалося компенсувати поляризацію електродів шляхом спеціально сконструйованої установки з мінімізованими градієнтами напруги в приелектродних областях. При наявності різниці потенціалів між електродами, практично все електричне поле було зосереджене вздовж капілярної трубки, тому градієнт потенціалу в приелектродній області був мізерним, що дозволило проводити вимірювання на постійному струмі. Проведені дослідження на різних рідинах показали, що даним методом можна досліджувати зміну питомої електропровідності  $\sigma$ , ефективну швидкість руху рідин у капілярі та ефективну в'язкість рідин, використовуючи електроди та постійну різницю потенціалів  $U=const$ .

Загальний вигляд установки для вимірювання питомого опору та в'язкості рідини контактним методом представлено на рис. 1.

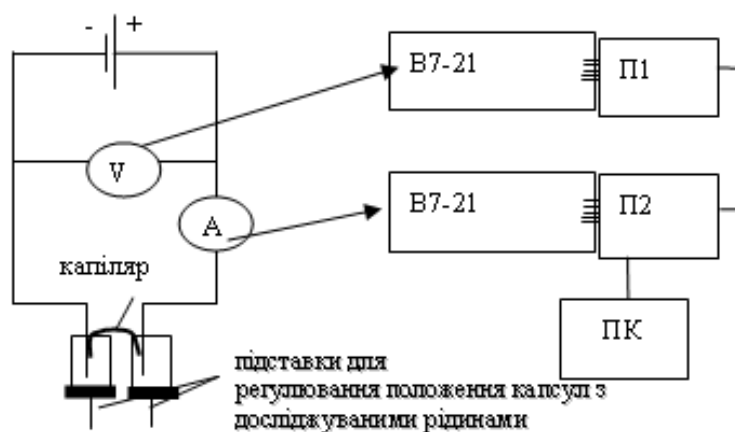


Рис. 1 Схема пристрою для автоматизованого вимірювання питомого опору  $\rho$  та в'язкості  $\eta$  рідин.

Для вимірювання питомого опору та електропровідності рідин використовували вольтметри *B7-21*, які включені в схему як вольтметр та амперметр відповідно для вимірювання напруги та струму в електричному колі. Вольтметр *V* та амперметр *A* підключені до персонального комп'ютера *ПК* через інтерфейсні перехідники *П1* та *П2*. Капіляр з досліджуваною рідиною включений в електричне коло.

Електрична схема контактного методу, використовується для обґрунтування можливості вимірювання безконтактним методом. Для проведення досліджень електрофізичними методами на постійному та змінному струмі використовують електроди. Проте наявність електродів не є завжди бажаною, особливо для хімічно активних електродів, тому була сконструйована експериментальна установка для вимірювання електрофізичних характеристик електролітів безконтактним (без електродним) методом. Для цього була використана схема для вимірювання добротності індуктивності за допомогою приладу (вимірювач добротності *BM-560*), який підключався до комп'ютера, що дозволило додатково спостерігати графічну залежність добротності коливального контуру *LC* від часу на екрані монітора комп'ютера при протіканні фронту двох різних рідин в капілярі.

Електрична та еквівалентна схема для вимірювання питомого опору та в'язкості рідин безконтактним методом представлена на рис. 2.

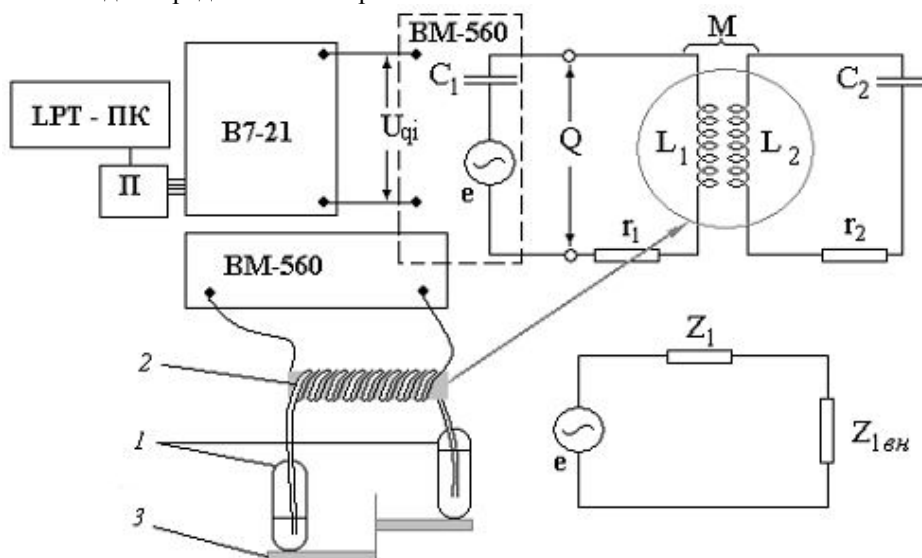


Рис. 2 Електрична та еквівалентна схема зв'язаних контурів

- 1 – капсули з досліджуваними рідинами;
- 2 – капілярний соленоїд;
- 3 – мікрометричний регулятор рівня капсул.

Електрична і еквівалентна схема зв'язаних контурів», яка складається з цифрового вольтамперметра В7-21; вимірювача добротності (ВМ-560); ПК – персональний комп'ютер з інтерфейсним перехідником (П);  $C_1$  і  $C_2$  – ємності першого та другого коливальних контурів;  $L_1$  і  $L_2$  – індуктивність першого та другого контурів;  $Q$  – добротність еквівалентного коливального контуру;  $U_{qi}$  – напруга, що однозначно виражається через добротність, на виході з ВМ-560;  $r_1$  і  $r_2$  – активні опори першого та другого контурів (відповідно);  $e$  – амплітуда джерела е.р.с.;  $\dot{z}_1$  та  $\dot{z}_{вн}$  – власний та вношуваний комплексні опори.

Відповідна конфігурація індуктивно зв'язаного коливального контуру з капілярним соленоїдом є механічно жорсткою. Залежність оберненої добротності коливального контуру  $1/Q$  від питомої електропровідності рідин  $1/\rho$  є лінійною, що значно спрощує процес калібрування установки і в свою чергу дало змогу точніше розрахувати питому електропровідність по експериментальним значенням добротності  $Q$ .

Для одночасного вимірювання питомого опору рідини контактним та безконтактним методом потрібно замінити простий капіляр в контактному методі на капілярний соленоїд рис. 3. Капілярний соленоїд виготовлений із біоінертного тефлону – гідрофобного (водовідштовхувального) матеріалу. Використано тефлон Ф-ЧДЕ (ТОВ "Аніон-Спб"). Для порівняння, вимірювання проводились в тефлоновому (1) та полівінілхлоридному капілярі (2).

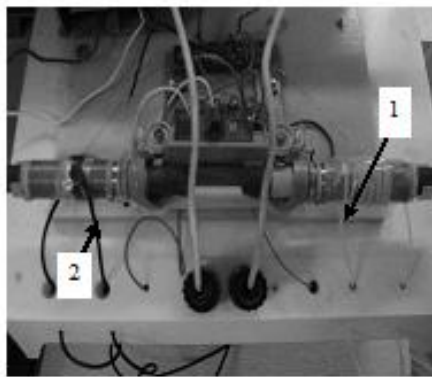


Рис. 3 Капілярний соленоїд індуктивно зв'язаний з коливальним контуром.  
1 – тефлоновий капіляр; 2 – полівінілхлоридний капіляр.

Перед дослідженням протікання рідини в капілярному соленоїді вимірювали добротність пристрою у відсутності рідини в капілярі та хвильовий опір згідно формул:

$$Q_1 = \frac{x_1}{r_1}, \quad (1)$$

де  $x_1$  і  $r_1$  – відповідно реактивний та активний опори коливального контуру у відсутності капілярного соленоїду,

$$\rho_1 = x_1 = \omega_0 L_1 = \frac{1}{\omega_0 C_1} = \sqrt{\frac{L_1}{C_1}}, \quad (2)$$

настроївши вимірювач добротності ВМ-560 на резонансну частоту:  $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$ . Бажану резонансну частоту підбирали, змінюючи ємність  $C_1$  та котушки індуктивності коливального контура.

При заповненні капілярного соленоїда рідиною з питомим опором  $\rho_x$ , спостерігається зменшення добротності еквівалентного коливального контуру  $Q_2$  та зміна його хвильового опору  $\rho_2$ :

$$Q_2 = \frac{x_1 + x_{1вн}}{r_1 + r_{1вн}}, \quad (3)$$

де  $x_{1вн}$  і  $r_{1вн}$  – додаткова зміна відповідно реактивного та активного опорів при наявності капілярного соленоїду із рідиною, індуктивно зв'язаного з даним коливальним контуром,

$$\rho_2 = x_1 + x_{lin} = \frac{1}{\omega_0 C_2}, \quad (4)$$

які можна виміряти експериментально.

Залежність добротності коливального контуру від опору рідин у капілярному соленоїді представлено на рис. 4.

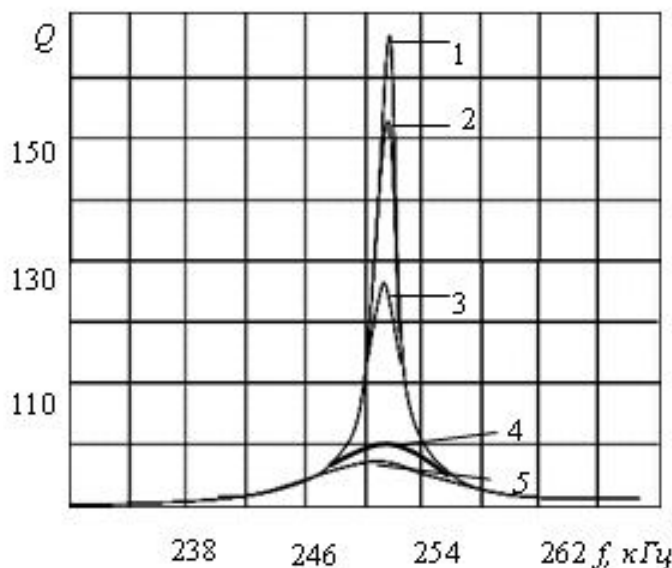


Рис. 4 Частотна характеристика добротності коливального контуру: 1 – порожній капілярний соленоїд; 2 – дистильована вода; 3 – водопровідна вода; 4 – плазма крові людини *O(I)* групи; 5 – розчин *NaCl* (9%).

Залежність добротності коливального контуру від питомого опору рідини в капілярному соленоїді визначається згідно з формулою (5):

$$\frac{1}{Q_2} - \frac{1}{Q_1} = \frac{(\omega M)^2}{x_1} \frac{1}{r_2}, \quad (5)$$

Добротність коливального контуру визначається активним опором досліджуваної рідини в капілярному соленоїді  $r_2$ . Чим менший коефіцієнт взаємодукції  $M$ , тим слабша чутливість добротності коливального контуру до зміни опору рідини.

Даний вимірювальний комплекс дозволяє безперервно вимірювати опір  $r_2$  рідин під час їх протікання в капілярі зі швидкістю  $v_k$ . Для цього використовували рідини з різними значеннями питомої електропровідності  $\sigma_1$  і  $\sigma_2$ . При входженні в капіляр рідини з електропровідністю  $\sigma_2$ , заповненого попередньо рідиною з електропровідністю  $\sigma_1$  спостерігається рух границі рідин з різними значеннями електропровідності. При цьому опір  $r_2$  рідини в капілярі безперервно змінювався рис. 5. Як наслідок змінювалася добротність коливального контуру  $Q(r_2)$ , індуктивно пов'язаного з капіляром, згідно з формулою (6). На рис. 5 представлені спостережувані в експерименті на екрані монітора графіки залежності електропровідності  $1/r_2$  в  $\text{Om}^{-1}$  і добротності коливального контуру ( $Q$ ) у відносних одиницях від часу течії ( $t$ ) в секундах.

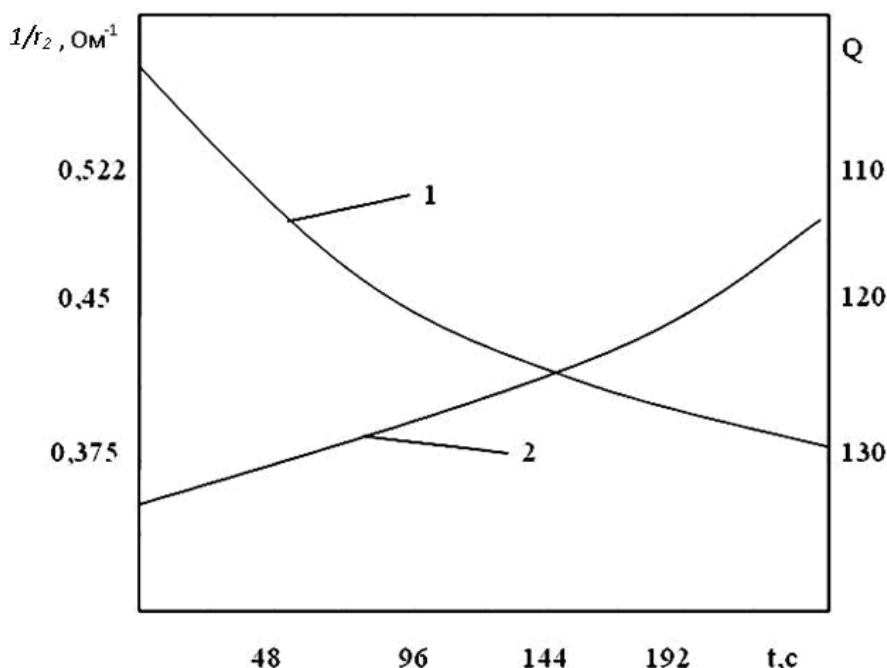


Рис. 5 Часова залежність електропровідності  $1/r_2=I(t)/U$  в одиницях  $\text{Ом}^{-1}$  та добротності коливального контуру  $Q$  у відносних одиницях, під час протікання границі досліджуваного електроліту та дистильованої води у капілярі контактним (1) та безконтактним (2) методом.

Крива (1) – вимірювання струму при фіксованій напрузі, крива (2) є результатом вимірювання добротності. Струм  $I$  пропорційний електропровідності  $\sigma$  рідини в капілярі, а добротність  $Q$  обернено пропорційна електропровідності  $1/r_2$  досліджуваної рідини, що підтверджується теорією згідно з формулою:

$$\sigma = \frac{l_k}{r_2 S} = \frac{l_k}{S} \left( \frac{1}{Q(r_2)} - \frac{1}{Q} \right) \frac{L_1}{\omega M^2} = \frac{l_k}{S} \left( \frac{1}{Q(r_2)} - \frac{1}{Q} \right) K_1, \quad (6)$$

де  $K_1$  – калібрувальна постійна установки, яку визначають експериментально, вимірюючи  $Q(r_2)$  для ряду еталонних рідин з відомою питомою провідністю при використанні безелектродного методу, або вимірюючи безпосередньо опір  $r_2$  невідомої рідини в капілярі при зануренні в капсули електродів. Детальне обґрунтування теоретичних формул приведено нами раніше у роботі [7,8].

Кінці капіляра занурювали в капсули з еталонною рідиною і досліджуваним електролітом із заданим перепадом тиску  $\Delta p$  (використовувався мікрометричний регулятор для регулювання рівнів капсул), що обумовлювало рух границі досліджуваних рідин уздовж капіляра зі швидкістю  $v_k$ , яка залежить від в'язкості  $\eta$  досліджуваних рідин.

Швидкість течії досліджуваних рідин у капілярі можна обчислити, використовуючи наступну залежність:

$$r_2(t) = a \cdot v_k t + b, \quad (8)$$

де  $a = \left( \frac{1}{\sigma_2} - \frac{1}{\sigma_1} \right) \frac{1}{S}$ ;  $b = \frac{l_k}{\sigma_1 S}$ , попередньо визначали  $\sigma_1$  і  $\sigma_2$  – питому електропровідність дистильованої води і досліджуваної рідини, а також довжину капіляра  $l_k$  і його поперечний переріз  $S$ .

Під час протікання рідин у капілярі, програмою визначалося значення ефективної швидкості за формулою:

$$v_k = \frac{1}{a} \operatorname{tg} \alpha, \quad (9)$$

де  $\alpha$  – кут нахилу дотичної для залежності  $r_2(t)$  до осі часу  $t$ .

Для експериментального підтвердження теоретичної формули (5) були проведені одночасні вимірювання опору рідини та добротності коливального контуру відповідно контактним та безконтактним методами для різних рідин у широкому діапазоні значень питомого опору. Результати експериментальних досліджень приведені точками на рис. 6, через які проходить теоретична пряма. У результаті отримано калібровочну криву залежності  $Q=f(1/R)$ . Лінійна залежність є характерною особливістю конфігурації даної установки, що суттєво відрізняє її в кращу сторону від інших безконтактних методів.

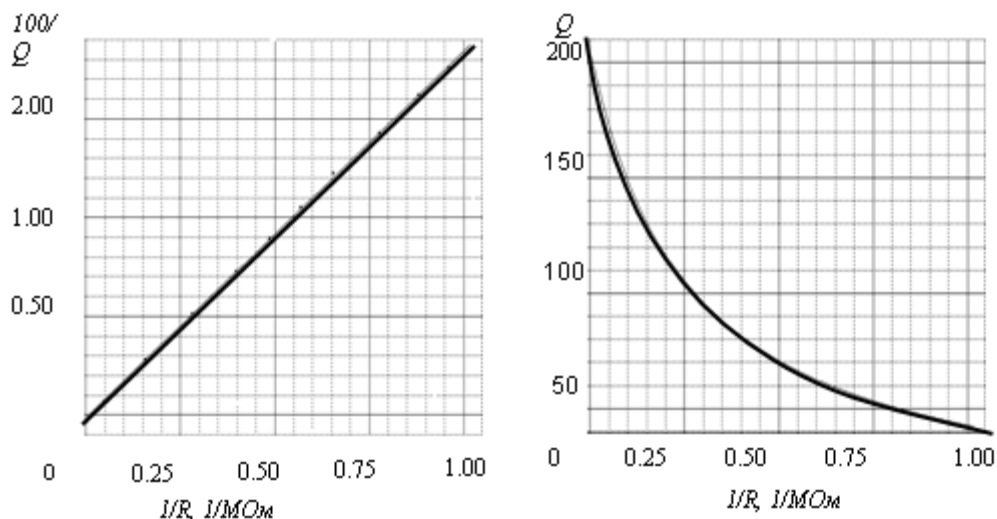


Рис. 6 Залежність  $1/Q = f(1/R)$  та  $Q = f(1/R)$  рідини при резонансній частоті  $f_0 = 320$  кГц.

На основі теоретичних залежностей та їх співставленні з експериментальними часовими залежностями оберненого електричного опору  $1/R = f(t)$  та добротності  $Q = f(t)$  визначено швидкість руху границі двох рідин рис. 5.

Залежність опору двох рідин від часу їх протікання в капілярі визначали згідно з формулою (10):

$$R(t) = a \cdot v_k t + b, \quad (10)$$

де  $a$  та  $b$  – константи, які залежать від параметрів досліджуваних рідин, наприклад, для контактного методу:  $(a = \frac{\rho_1 - \rho_2}{S}, b = \frac{\rho_2 l_k}{S})$ ;  $v_k = \frac{1}{a} \operatorname{tg} \alpha$  – швидкість протікання рідини у капілярі.

Розрахункові формули для безелектродного методу аналогічні електродному методу за винятком того, що замість дослідження зміни питомого опору рідини досліджується зміна добротності коливального контуру індуктивно зв'язаного з капілярним соленоїдом, у якому рухається досліджувана рідина.

Для вимірювання в'язкості електролітів створена програма, яка будує часові залежності електропровідності  $I(t)$  та  $10/I(t)$  при постійній напрузі  $U = 4B$ , згідно з рис. 7 (а), для електродного та добротності  $Q(t)$ , згідно з рис. 7 (б), для безелектродного методів.

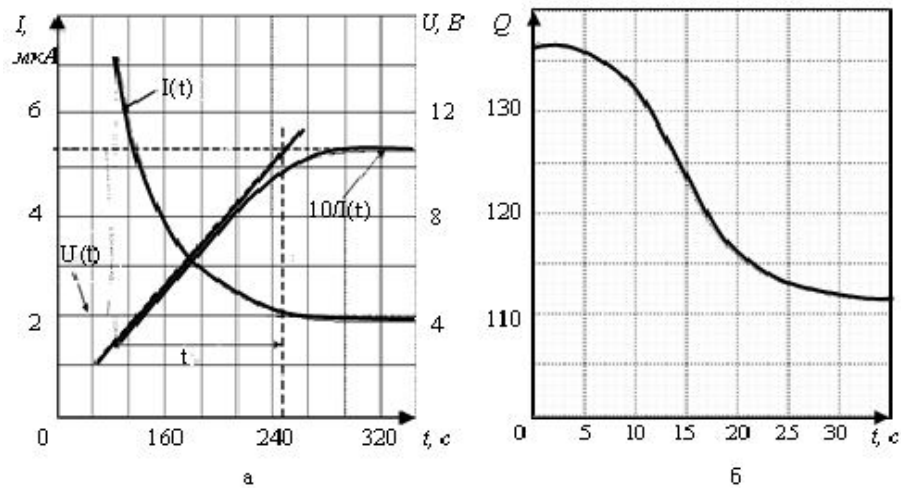


Рис. 7 Графічні часові залежності електропровідності рідини (а) та добротності коливального контуру (б) під час протікання рідин у капілярі.

Для визначення в'язкості створена програма, яка в ході експерименту виводить на дисплей залежності  $1/r_2(t)$  і  $Q(t)$  - рис. 5. За ним визначається швидкість течії рідини в капілярному соленоїді двома способами безконтактним (шляхом вимірювання  $Q$ ) і контактним (вимірюванням  $1/r_2 = I(t)/U$ ) при підключенні електродів з метою калібрування вимірювального комплексу.

На рис. 7а приведено порівняння теоретично розрахованої прямої та експериментальної кривої  $I(t)$ . Як видно з графіка, на експериментальних кривих  $I(t)$  спостерігається прямолінійна ділянка, що збігається з розрахованою теоретичною прямою.

Повне теоретичне та експериментальне обґрунтування нового методу, представлено нами раніше [4,5], де на підставі закономірностей радіоелектроніки та гідродинаміки виведено аналітичний вираз, згідно якого розроблена комп'ютерна програма автоматично обчислює в'язкість в наближенні формули Пуазейля, при додатковому вимірюванні різниці тисків на кінцях капілярного соленоїду:

$$\eta = K_2 \frac{\Delta p}{v_k}, \quad (11)$$

де  $\eta$  – в'язкість,  $K_2$  – калібрувальна постійна вимірювального комплексу ( $K_2 = \frac{\pi R_k^4}{8l_k} = 0.095 \text{ мН} \cdot \text{с}^2$ ),

$\Delta p$  – різниця тисків рівнів рідини в капсулах,  $v_k$  – ефективна швидкість руху рідин у капілярі.

## РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Дослідження проводились при  $t=20^\circ\text{C}$ . Спочатку використовувалась еталонна рідина - фізіологічний розчин  $\eta=1,022 \text{ мПа} \cdot \text{с}$ . Для нього програма розраховувала ефективну швидкість потоку рідини в капілярі  $v=2,155 \text{ мм/с}$ . Враховуючи різницю висоти рівнів фізіологічного розчину  $\Delta h=2,50 \text{ см}$  і те, що  $p=\rho gh$ , при  $g=9,8 \text{ м/с}^2$  (ці дані також інстальовані заздалегідь), програма розраховувала постійну установки  $K_2=0,095 \text{ мН} \cdot \text{с}^2$ . Після цього можна проводити серійні дослідження в'язкості довільної біологічної рідини, попередньо замірявши її густину за допомогою нового електрофізичного методу аналізу [4].

Розраховані програмою на основі формули (11) середні значення в'язкості крові та плазми людини для 7 донорів відповідних груп: Цільна кров: (O(I) –  $5,88 \pm 0,16 \text{ мПа} \cdot \text{с}$ ; A(II) –  $4,53 \pm 0,22 \text{ мПа} \cdot \text{с}$ ; B(III) –  $3,68 \pm 0,10 \text{ мПа} \cdot \text{с}$ ; AB(IV) –  $4,80 \pm 0,21 \text{ мПа} \cdot \text{с}$ ), Плазма крові: (O(I) –  $1,14 \pm 0,03 \text{ мПа} \cdot \text{с}$ ; A(II) –  $1,13 \pm 0,02 \text{ мПа} \cdot \text{с}$ ; B(III) –  $1,66 \pm 0,04 \text{ мПа} \cdot \text{с}$ ; AB(IV) –  $1,39 \pm 0,03 \text{ мПа} \cdot \text{с}$ ).

Вище описані електрофізичні методи визначення в'язкості електролітів та біологічних рідини дозволяють в автоматичному режимі досліджувати та візуалізувати процес протікання досліджуваної рідини через капіляр, проводити кількісну оцінку ефективної швидкості та в'язкості даної рідини, при цьому використовується об'єм рідини –  $1 \text{ мл}$ .

## ВИСНОВКИ

Таким чином, запропоноване технічне рішення має очевидну перспективу його використання у медицині, яка на сьогодні відчуває гостру потребу інноваційних методів лікування, заснованих на законах фізики, а також у різних сферах виробництва, де, зокрема, визначення в'язкості рідин часто зводиться не до вивчення властивостей речовин, а констатує наслідки їх взаємодії з фізично активним середовищем вимірювальних приладів. Значною перевагою даного методу є можливість досліджувати невеликі об'єми невідомих рідин в капілярному соленоїді ( $V=I \cdot S$  (до  $1\text{мл}$ )).

## ЛІТЕРАТУРА

1. Солдаткин В. В. Анализы погрешностей и методы повышения точности измерительных приборов и систем : учеб. пособие / В. В. Солдаткин, В. М. Солдаткин. – Казань: Изд-во КГТУ им. А.Н. Туполева, 2009. – 248 с.
2. Катюхин Л.Н. Реологические свойства эритроцитов. Современные методы исследования / Л. Н.Катюхин // Физиологический журнал им.И.М.Сеченова. – 1995. – Т.81, №6, С. 122-129.
3. Левтов В.А. Реология крови / Левтов В.А., Регирер С.А., Шадрин Н.Х. – М.: Научная школа, 1982. – 425 с.
4. Кузьменко О. Ю. Ротационные вискозиметры с СВЧ системой преобразования контролируемого параметра. автореф. дис. на соискание наук, степени канд. техн. наук: спец. 05.11.13 "Приборы и методы контроля природной среды, веществ, материалов и изделий" / Кузьменко О. Ю. – Тамбов, 2003, 13 с.
5. Жданов А.Г. Измерение динамической вязкости жидкости по затуханию колебаний камертона / А.Г. Жданов, А.П. Пятаков //Физическое образование в вузах. –2002. – Т.8, №4. – С. 117-126.
6. Евдокимов И. Н. Молекулярные механизмы вязкости жидкости и газа. Ч. I. Основные понятия / И. Н. Евдокимов, Н. Ю. Елисеев. – М.: РГУ нефти и газа имени И.М. Губкина, 2005, 59 с.
7. Пат. №2256164 України, МПК G01N11-00; G01N27-00; Пристрій для автоматизованого вимірювання в'язкості біологічних рідин / Шаплавський М. В, Пішак В. П., Слободян О. В., Григоришин П. М., Микитюк О. Ю.; заявник та патентоволодар Буковинський державний мед. ун-т., №u 200714803, Заявл. 26.12.2007; Опубл. 25.03.2008; Бюл. №6.
8. Пат. № 35766 України, МПК А61В 5/00; Безелектродний спосіб вимірювання в'язкості біологічних рідин / Шаплавський М. В., Пішак В. П., Слободян О. В., Григоришин П. М.; заявник та патентоволодар Буковинський державний мед. ун-т., № u200802926, Заявл. 06.03.2008, Опубл. 10.10.2008; Бюл. №19.

УДК 519.85

## КОМБІНАТОРНА ЗАДАЧА ЗНАХОДЖЕННЯ МАКСИМАЛЬНОГО ПОТОКУ ТА МЕТОД ГІЛОК ТА МЕЖ ДЛЯ ЇЇ РОЗВ'ЯЗУВАННЯ

Ємець О. О., д. ф.-м. н., професор,  
Ємець Є. М., к. ф.-м. н., доцент, професор кафедри економічної кібернетики,  
Олексійчук Ю. Ф., старший викладач

*Полтавський університет економіки і торгівлі*

У статті розглянута комбінаторна задача знаходження максимального потоку в транспортній мережі, яка є узагальненням класичної задачі знаходження максимального потоку. Запропоновано метод гілок та меж для її розв'язання. Метод може бути застосований для знаходження як точного, так і наближеного розв'язку.

*Ключові слова: комбінаторна оптимізація, максимальний потік, метод гілок та меж.*