

Методи дослідження

УДК 616.15-073

О.В. Гуцул, В.В. Буждиган, М.В. Шаплавський, П.М. Григоришин

ВИМІРЮВАЛЬНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ В'ЯЗКОСТІ БІОЛОГІЧНИХ РІДИН

Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики (зав. – проф. М.В. Шаплавський)
Буковинського державного медичного університету, м. Чернівці

Резюме. Теоретично та експериментально обґрунтовано новий метод автоматизованого вимірювання в'язкості біологічних рідин (крові), що ґрунтується на реест-

рації показників добротності в біоінертному капілярі.

Ключові слова: метод аналізу, в'язкість, кров.

Вступ. Нині технічні рішення методів визначення в'язкості ґрунтуються на загальноприйнятих уявленнях її молекулярних механізмів [1]. Усі такі методи, що стосуються електролітів, аргументовані ньютонівськими властивостями рідин. Тобто, умовою визначення в'язкості є зчеплення рідини зі стінками виміральної комірки чи каналом течії притяду.

Слід зауважити, що в медицині термін в'язкість декларується як інтегральний показник концентрації складових біологічної рідини, наприклад, крові [2].

Однак ще в першій половині минулого сторіччя було відкрито σ -ефект, що свідчить про відсутність тертя крові в капілярах судинного русла. Таке русло контактує з кров'ю на площі 2 000 м² і має довжину 100 000 км, де 40 000 000 000 капілярів, що мають на вході діаметр удвічі менший від еритроцитів, складають, власне, всю судинну систему [3]. У цьому контексті, моделювання чи розробка адекватних фізичних методів аналізу гемодинаміки лише на основі класичних законів гідродинаміки є некоректні [4].

В основі технічного рішення нового методу поставлена умова – здійснити вимірювання в'язкості та електропровідності моделюючи судинне русло, тобто, звести до мінімуму взаємодію капіляра з кров'ю. Для цього ми використали гідрофобний матеріал – тефлон. Подібні за властивостями речовини вважають біоінертними [3].

Щоб виключити інтенсивні фізичні дії штучного середовища на систему крові, що є дисипативною структурою [4], вимірювання в'язкості проведено шляхом реєстрації електромагнітних втрат цієї тканини в стаціонарному та динамічному станах у капілярному соленоїді, що індуктивно зв'язаний із коливальним контуром. Іншими словами, тут реєстрація динаміки добротності є індикатором швидкості потоку крові чи рівня її іонізації поза дії електростатичного поля чи контакту з електродами.

Технічне рішення безелектродного методу автоматизованого вимірювання в'язкості біологічних рідин [5.] здійснено шляхом конструювання вимірального комплексу, що наведений на рис. 1 і 2.

Теоретичне та експериментальне обґрунтування нового методу дослідження в'язкості біологічних рідин. *Дослідження електролітів у стаціонарному режимі.*

На схемі комплексу (рис. 2) капілярний соленоїд із досліджуванним електролітом індуктивно зв'язаний із коливальним контуром, який відрегульований на резонанс. Для визначення струмів зв'язаних контурів складаємо рівняння Кірхгофа в комплексній формі [7]:

$$\dot{I}_{1m} \dot{Z}_1 + \dot{I}_{2m} \dot{Z}_{ec} = E_m, \quad (1)$$

$$\dot{I}_{2m} \dot{Z}_2 + \dot{I}_{1m} \dot{Z}_{ec} = 0, \quad (2)$$

де \dot{I}_{1m} та \dot{I}_{2m} – комплексні амплітуди струмів контуру - L_1C_1 та контуру капілярного соленоїда - L_2C_2 ; $\dot{Z}_1 = r_1 + jx_1$ та $\dot{Z}_2 = r_2 + jx_2$ – опори відповідних контурів. Тут j – уявна одиниця; r_1 та r_2 , x_1 та x_2 – відповідно активні та реактивні опори контурів; $\dot{Z}_{ec} = j\omega M$ – опір зв'язку; $\omega = 2\pi f$ – циклічна частота; M – коефіцієнт взаємодукації; E_m – амплітуди джерел е. р. с.

Визначивши \dot{I}_{2m} за (2):

$$\dot{I}_{2m} = -\dot{I}_{1m} \frac{\dot{Z}_{ec}}{\dot{Z}_2} \quad (3)$$

та підставивши (3) в (1), одержимо:

$$\dot{I}_{1m} = -\frac{\dot{E}_m}{\dot{Z}_1 - \dot{Z}_{ec}^2 / \dot{Z}_2}. \quad (4)$$

Із (4) випливає, що струм у первинному контурі зумовлений не лише параметрами джерела е. р. с. і самого контуру, а залежить також від параметрів вторинного контуру (опір рідини в капілярному соленоїді).

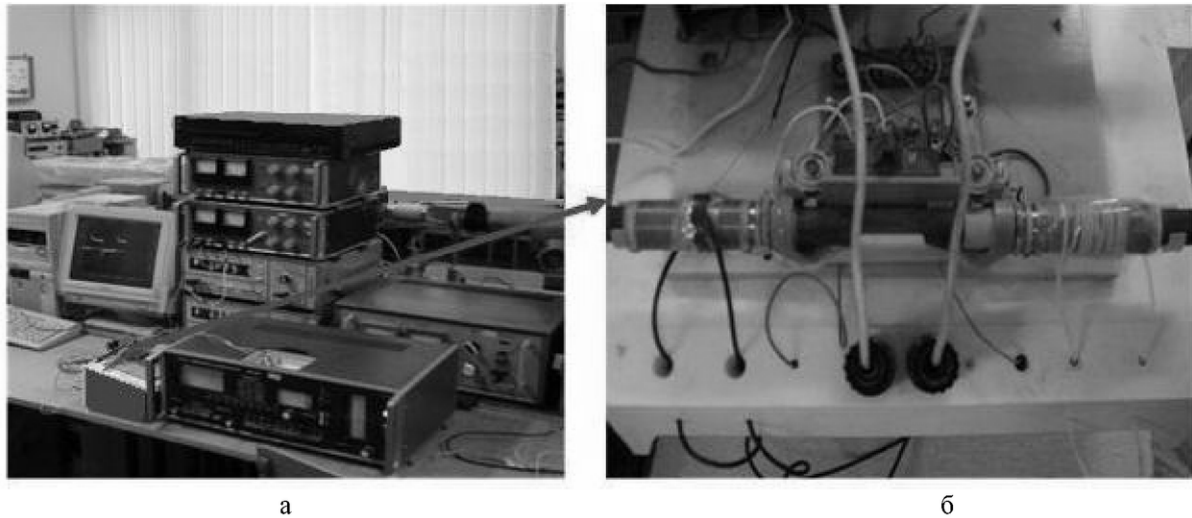


Рис. 1. Вимірювальний комплекс для визначення в'язкості крові (а); капілярний соленоїд індуктивно зв'язаний із коливальним контуром вимірювача добротності (б)

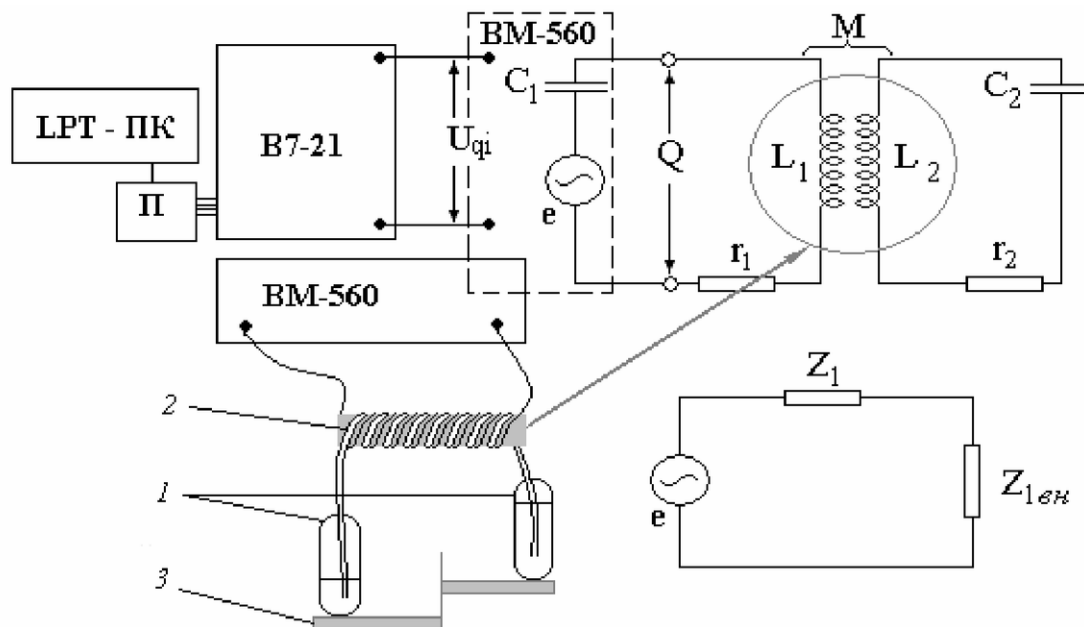


Рис. 2. Електрична та еквівалентна схема зв'язаних контурів

Примітка. 1 – капсули з досліджуваними рідинами; 2 – капілярний соленоїд; 3 – мікрометричний регулятор рівня капсул. B7-21 – цифровий вольтамперметр; П – інтерфейсний перехідник до персонального комп'ютера LPT-ПК; BM-560 – вимірювач добротності; C₁ та C₂ – ємність першого і другого коливальних контурів; L₁ та L₂ – індуктивність контурів; Q – добротність еквівалентного контуру; U_{qi} – напруга, зумовлена добротністю (напруга на виході приладу BM-560); M – коефіцієнт взаємодуції; r₁ і r₂ – активний опір контурів; e – амплітуда джерела е. р. с. . Z₁ і Z_{1ен} – власний та внесений комплексні опори еквівалентної схеми

Взаємозв'язок між контурами зумовлює відмінність комплексного опору первинного контуру від \dot{Z}_1 . Подавши повний опір первинного зв'язаного контуру еквівалентним опором \dot{Z}_{1e} , що складається із власного \dot{Z}_1 та внесеного \dot{Z}_{1en} опорів:

$$\dot{Z}_{1e} = \dot{Z}_1 + \dot{Z}_{1en}, \quad (5)$$

одержимо відповідно до (4):

$$\dot{Z}_{1en} = -\frac{\dot{Z}_{ce}^2}{\dot{Z}_2} \quad (6)$$

Закон Ома для первинного зв'язаного контуру можна записати відповідно до (4) та (5) у вигляді:

$$\dot{I}_{1m} = \frac{\dot{E}_m}{\dot{Z}_{1e}} \quad (7)$$

Це дозволяє замінити систему двох зв'язаних контурів одним еквівалентним контуром (рис. 2) [7].

Відповідно до (6), внесений опір $Z_{ен}$ запишемо у вигляді:

$$\dot{Z}_{ен} = r_{ен} + jx_{ен}, \quad (8)$$

тоді активна $r_{ен}$ та реактивна $x_{ен}$ складові внесених опорів матимуть вигляд:

$$r_{1ен} = \frac{(\omega M)^2}{Z_2^2} r_2, \quad (9)$$

$$x_{1ен} = -\frac{(\omega M)^2}{Z_2^2} x_2. \quad (10)$$

Еквівалентний опір $\dot{Z}_{1е}$ первинного контуру має дійсну та уявну складові:

$$\dot{Z}_{1е} = r_{1е} + jx_{1е}, \quad (11)$$

де

$$r_{1е} = r_1 + r_{1ен} \quad (12)$$

$$x_{1е} = x_1 + x_{1ен}. \quad (13)$$

Як виходить із (10) та (13) вплив вторинного контуру призводить до зміни реактивної складової опору первинного контуру, а реактивна складова внесеного опору (10) може бути як позитивною, так і негативною, при цьому її знак є протилежним до реактивної складової вторинного контуру [7].

Із (9) та (11) виходить, що реакція вторинного контуру на первинний призводить до ефективного зростання його активного опору, тобто, до зменшення його добротності. Це означає, що частина енергії джерела забирається вторинним контуром (електролітом).

Добротність Q та хвильовий опір ρ є паражними параметрами коливального контуру:

$$Q = \frac{\omega_0 L_1}{r} = \frac{1}{\omega_0 C_1} = \frac{\rho}{r}, \quad (14)$$

$$\rho = \omega_0 L_1 = \frac{1}{\omega_0 C_1} = \sqrt{\frac{L_1}{C_1}}. \quad (15)$$

Напруги на ємності та індуктивності за резонансу чисельно однакові та протилежні за знаком, тому вони взаємно компенсуються, внаслідок чого напруга на активному опорі стає рівною до ϵ . р. с. джерела:

$$U_{Lom} = U_{com} = Q E_m; \quad U_{rom} = E_m. \quad (16)$$

Тут абсолютні значення напруги на ємності та індуктивності перевищують значення ϵ . р. с. у Q разів.

Вимірюючи добротність пристрою при незаповненому капілярному соленоїді та враховуючи, що відповідно до (12 – 13):

$$Q_1 = \frac{x_1}{r_1}, \quad (17)$$

а хвильовий опір:

$$\rho_1 = x_1 = \omega_0 L_1 = \frac{1}{\omega_0 C_1} = \sqrt{\frac{L_1}{C_1}}, \quad (18)$$

налагодили вимірювач добротності ВМ-560 на резонансну частоту $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$, регулюючи ємність C_1 коливального контуру.

Слід зауважити, що наведені вище докази ґрунтовані на тривіальних трактуваннях. Подальший теоретичний аналіз та експеримент пов'язані з новизною технічних рішень методів – використання соленоїда зі змінним вмістом, реєстрація швидкості течії досліджуваних електролітів тощо.

Після заповнення капілярного соленоїда рідиною, що має електричний опір r_2 , спостерігається зниження добротності еквівалентного коливального контуру $Q_2 = Q(r_2)$ зі зміною його хвильового опору $\rho_2 = Q(r_2)$:

$$Q(r_2) = \frac{x_1 + x_{1ен}}{r_1 + r_{1ен}}; \quad \rho(r_2) = x_1 + x_{1ен} = \frac{1}{\omega_0 C_2}. \quad (19)$$

Це підтверджувалося експериментально за умови $x_1 \gg x_{1ен}$ и $r_2 \gg r_2$. Тоді

$$\frac{1}{Q(r_2)} = \frac{1}{Q} + \frac{r_{1ен}}{x_1} = \frac{1}{Q} + \frac{\omega M^2}{L_1} \cdot \frac{1}{r_2}, \quad (20)$$

питома електропровідність рідини σ матиме вигляд:

$$\sigma = \frac{l_k}{r_2 S} = \frac{l_k}{S} \left(\frac{1}{Q(r_2)} - \frac{1}{Q} \right) \frac{L_1}{\omega M^2} = \frac{l_k}{S} \left(\frac{1}{Q(r_2)} - \frac{1}{Q} \right) K_1, \quad (21)$$

де K_1 – калібрувальна постійна установки, яку визначають експериментально за $Q(r_2)$ для ряду сталонних рідин із відомою питомою електропровідністю при її вимірюванні без електродів, або вимірюючи опір r_2 рідин у капілярі, помістивши електроди в капсули (рис. 2).

На рис. 3а наведені результати досліджень електролітів у капілярному соленоїді. Визначена залежність добротності коливального контуру (Q) у відносних одиницях від частоти (f) у кГц.

Так, перший максимум (1) спостерігався при незаповненому капілярному соленоїді, другий (2) - при його заповненні дистильованою водою, третій (3) - при заповненні плазмозамінною крові людини і четвертий (4) - при заповненні 0.9% розчином NaCl.

Дистильована вода (досліджувалась як слабкий електроліт) одержана на установці ДК-4-2М (ТУ 64-1-721-91).

Спостерігалася лінійна залежність між зворотною добротністю $\frac{1}{Q(r_2)}$ коливального контуру та

питомою електропровідністю електролітів σ , що значно спростило калібрування установки (рис. 3б).

Дослідження електролітів у рухомому режимі

Одним із завдань вимірювального комплексу є безперервне вимірювання опору r_2 рідини в капілярі [8] за її течії зі швидкістю v_k . Для цього необхідно використовувати рідини з різними значеннями питомої електропровідності σ_1 та σ_2 . При надходженні до капіляру рідини з електропровідністю σ_2 , заповненого рідиною з електропровідністю σ_1 , спостерігається рух межі рідин із різними значеннями електропровідності. При цьому опір r_2 у капілярі безперервно змінювався (рис. 4).

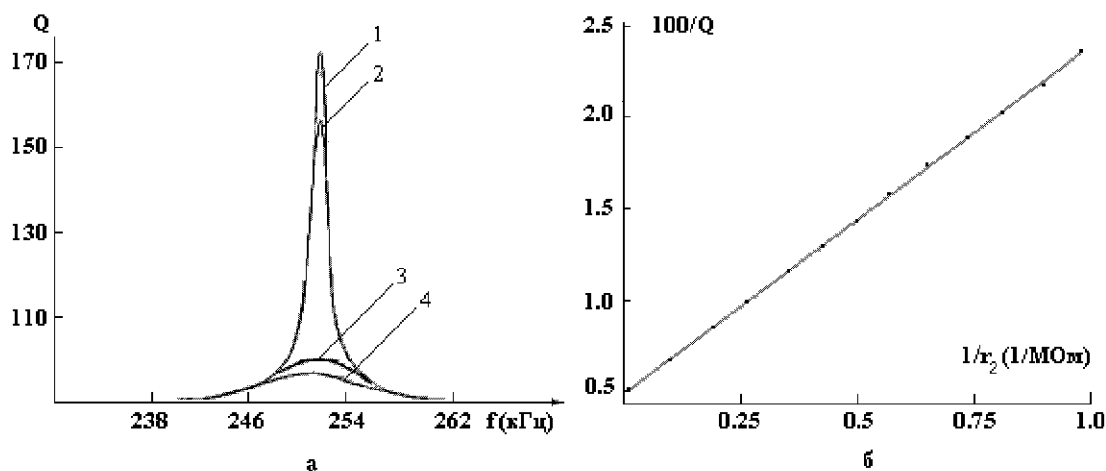


Рис. 3а. Залежність добротності (Q) коливального контуру, індуктивно зв'язаного з капілярним соленоїдом, від концентрації електролітів у ньому за резонансної частоти (f , кГц): 1 – при незаповненому капілярному соленоїді; 2 – при заповненні соленоїда дистиллятом; 3 – при заповненні плазмою крові людини O(I) групи; 4 – при заповненні 0.9% розчином NaCl

Рис. 3б. Залежність зворотної добротності ($100/Q$) коливального контуру від електропровідності ($1/r_2$) відповідних рідин

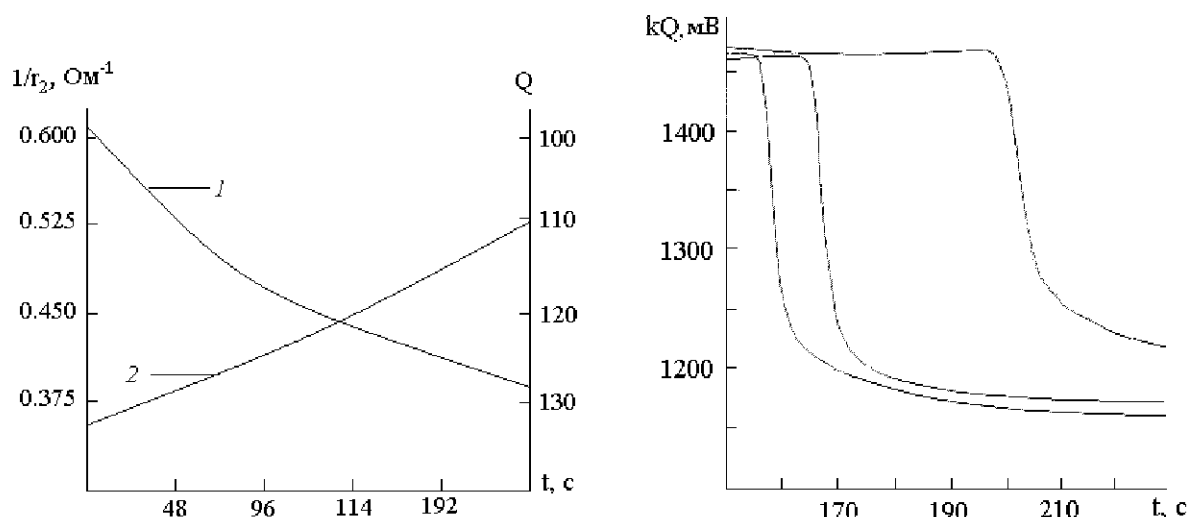


Рис. 4. Залежність електропровідності ($1/r_2 = I(t)/U$) в Ом⁻¹ та добротності коливального контуру (Q) у відносних одиницях від часу (t) руху межі досліджуваного електроліту та дистильованої води в капілярі за реєстрації вказаних параметрів із використанням електродів (1) та без них (2)

Рис. 5. Реєстрація фронту добротності коливального контуру за течії плазми різних груп крові

Таблиця

Результати дослідження в'язкості біологічних рідин донорів різних груп крові ($M \pm m$)

Групи крові	Кров		Плазма крові	
	$M \pm m$ (мПа·с)	P	$M \pm m$ (мПа·с)	P
O(I)	$5,88 \pm 0,16$		$1,14 \pm 0,03$	
A(II)	$4,53 \pm 0,22$	$P < 0,01$	$1,13 \pm 0,02$	$P > 0,05$
B(III)	$3,68 \pm 0,10$	$P < 0,01$	$1,66 \pm 0,04$	$P < 0,001$
AB(IV)	$4,80 \pm 0,21$	$P < 0,01$	$1,39 \pm 0,03$	$P < 0,01$

Як наслідок змінювалася добротність коливального контуру $Q(r_2)$, що індуктивно зв'язаний із капіляром, відповідно до формули (21). На рис. 4 наведені графіки залежності електропровідності l/r_2 в Ом^{-1} та добротності коливального контуру (Q) у відносних одиницях від часу течії (t) у секундах. Крива (1) є результатом вимірювання струму при фіксованій напрузі. Крива (2) є наслідком вимірювання добротності. Струм I пропорційний електропровідності σ рідини в капілярі, а добротність Q обернено пропорційна електропровідності l/r_2 досліджуваної рідини, що доведено теоретично відповідно до (21).

Кінці капіляра занурювали в капсули з еталонною рідиною та досліджуваним електролітом за наявності перепаду тиску Δp (використовувався пристрій для регулювання рівня рідин у капсулах), що зумовлювало рух межі досліджуваних рідин уздовж капіляра зі швидкістю v_k , що залежить від в'язкості досліджуваних рідин. Оскільки діаметр капіляра дуже малий ($d=1 \text{ мм}$), можна знехтувати змінуванням рідин. Тоді омичний опір r_2 у капілярі в момент часу t_0 становитиме:

$$r_2 = \frac{l_1}{\sigma_1 S} + \frac{l_2}{\sigma_2 S}, \quad (22)$$

де S – переріз капіляра; σ_1 та σ_2 – питомі електропровідності дистильованої води та розчину; l_1 та l_2 – довжини частин капіляра, заповненого відповідно дистильованою водою та розчином, при цьому: $l_k = l_1 + l_2$.

Підставивши l_1 у формулу для визначення омичного опору (22), одержимо:

$$r_2 = \frac{l_2}{\sigma_2 S} + \frac{l_k - l_2}{\sigma_1 S} = \left(\frac{1}{\sigma_2} - \frac{1}{\sigma_1}\right) \frac{l_2}{S} + \frac{l_k}{\sigma_1 S}. \quad (23)$$

Вважаємо, що при $t = 0$, довжина частини капіляра, що заповнений дистильованою водою становить l_1 , l_k , тоді (23) за умови $l_2(t) = v_k t$ (під час течії рідин у капілярі) r_2 можна подати таким чином:

$$r_2 = \left(\frac{1}{\sigma_2} - \frac{1}{\sigma_1}\right) \frac{v_k t}{S} + \frac{l_k}{\sigma_1 S}. \quad (24)$$

Тому швидкість течії досліджуваних рідин у капілярі можна вирахувати, використовуючи таку залежність:

$$r_2(t) = A \cdot v_k t - B, \quad (25)$$

$$\text{де } A = \left(\frac{1}{\sigma_2} - \frac{1}{\sigma_1}\right) \frac{1}{S}; \quad B = \frac{l_k}{\sigma_1 S}, \text{ попереміжно ви-}$$

значивши σ_1 та σ_2 – питомі електропровідності дистильованої води і досліджуваної рідини, а також довжину капіляра l_k та його переріз S .

За течії рідин у капілярі, програмою визначалося значення ефективної швидкості за формулою:

$$v_k = \frac{1}{A} \text{tg} \alpha, \quad (26)$$

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

Розрахунок в'язкості проводився з наступних міркувань. У вимірювальному комплексі швидкість течії рідини регулювалася з допомогою різниці тиску Δp

на його кінцях. Тоді для круглої циліндричної трубки рівняння Нав'є – Стокса матиме вигляд:

$$\frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left(r \frac{dv}{dr} \right) = \frac{\Delta p}{\eta l_k}, \quad (27)$$

де η – динамічна в'язкість рідини; l_k – довжина трубки; $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ – відстань до осі трубки (до відповідної точки перерізу), а розподіл швидкостей рідини за перерізом трубки можна подати як:

$$v(r) = \frac{\Delta p}{4\eta l_k} (R_k^2 - r^2). \quad (28)$$

Тоді секундна витрата об'єму рідини визначається за формулою Пуазейля:

$$V_{\text{сек}} = \frac{\pi R_k^4}{8\eta l_k} \Delta p, \quad (29)$$

$$\text{де } V_{\text{сек}} = \int_T \rho v(r) dS = v_k S = \text{const}.$$

Визначивши зміну маси рідини в одному з об'ємів (у капсулі) за час t у відповідно до рівняння:

$$m_{\text{сек}} = \int_T \rho v(r) dS = \text{const}, \quad (30)$$

можна вирахувати в'язкість досліджуваної рідини:

$$\eta = \frac{\pi R_k^4 \Delta p}{8 l_k \left(\frac{m}{t}\right) v_k} = K_2 \frac{\Delta p}{v_k}. \quad (31)$$

Отже, ефективну швидкість течії рідин у капілярі можна записати так:

$$v_k = K_2 \frac{\Delta p}{\eta}. \quad (32)$$

Визначивши ефективну швидкість v_k досліджуваних рідин у капілярі відповідно до формули (26) для рідин із відомим значенням в'язкості η і враховуючи різницю тиску на кінцях капіляра Δp , можна знайти константу K_2 для даного капіляра.

Надалі в'язкість досліджуваної рідини в цьому капілярі будемо визначати для фіксованих Δp , за формулою (31).

Для визначення в'язкості створена програма, що в ході експерименту виводить на дисплей залежності $l/r_2(t)$ та $Q(t)$ – рис. 4. За ними визначається швидкість течії рідини в капілярному соленоїді двома способами – без електродів (шляхом вимірювання Q) і контактним (вимірювання $l/r_2 = I(t)/U$) приєднанням електродів із метою калібрування вимірювального комплексу.

Методика вимірювання в'язкості біологічних рідин (крові). В умовах стабільної температури (16°C) заповнюють капілярний соленоїд (тефлон Ф-ЧДЕ, ООО „Аніон-Спб“) еталонною рідиною (0.9% розчином NaCl , в'язкість якого становить $\eta = 1.022 \text{ мПа}\cdot\text{с}$). Програма вираховує питому електропровідність σ_0 . Далі, після промивання капіляра дистильованою водою, заповнюють його дистильованою водою (програма вираховує σ_1). Один із кінців капіляра поміщають у капсулу з 0.9% розчином NaCl і встановлюють на кінцях капіляра різницю тисків Δp , значення якої заносять до програми.

На екрані дисплея спостерігається залежність $r_2(t)$ унаслідок руху межі рідин із різними σ_0 та σ_1 вздовж капіляра. Програма вираховує відповідно до формули (26) швидкість руху в капілярі й за формулою (32) визначає калібрувальну постійну K_2 , яку вносить до пам'яті комп'ютера. Далі розрахунок в'язкості досліджуваної рідини проводиться за формулою (33).

Замінивши капсулу з еталонною рідиною на капсулу, наприклад, з плазмою крові, встановлюємо мікрометром її рівень Δh (цей параметр $\Delta h = 2.50$ см, а також рівняння $p = \rho gh$, попередньо уводять до програми). Програма вираховує константу установки ($K_2 = 0.095$ мПл \cdot с 2). Слід зазначити, що тут використовується перевідний множник (k) вимірювача добротності VM-560, необхідний для більш точного вимірювання добротності (в мВ) з допомогою додаткового цифрового вольтметра (рис. 1).

Тобто, після налагодження вимірювального комплексу серійні дослідження в'язкості різних біологічних рідин потребують лише визначення їх густини з допомогою зважування їх відомого об'єму і внесення цього параметра до програми. На дисплеї спостерігають рух фронту зміни добротності, що залежить від часу течії, наприклад, плазми крові (рис. 5). Миттєво цифрові значення в'язкості обчислюються програмою і разом з іншими показниками з'являються поряд із графіком.

Результати досліджень та їх обговорення. Досліджувалася кров донорів, що відрізнялися групами крові (число варіант у кожній групі – 7). Відбір донорів проводився з виключення відомих і вірогідних відмінних ознак, що здатні вплинути на в'язкість крові. Для статистичного аналізу експериментальних даних використали програму MS Office - процесор електронних таблиць MS Excel 2003. Тут наведена достовірність відмінності (P) групи 0(I) з кожною із наступних (табл.).

Таким чином, вперше виявлені генетичні відмінності в'язкості крові і плазми людини. Похибка методу в дублікатах проб не перевищує 1%.

Слід зауважити, що одержані дані відрізняються від аналогів [2], де стверджується типове збільшення в'язкості крові при астмі. Із допомогою викладеного тут методу встановлено, що в'язкості крові при цьому захворюванні притаманна інтенсивна динаміка, що є наслідком адаптивних реакцій організму [9].

Висновки

1. Доведена необхідність усунення електростатичного зчеплення крові з контактуючою оболонкою при вимірюванні в'язкості. Загалом технічне рішення даного методу спрямоване на усунення фізичних факторів (форсовані фізичні дії, контакт із електро-

дами тощо), здатних викликати деструкцію біологічного електродоліту, а отже, зміну його нативних властивостей.

2. Існуючі нині методи визначення в'язкості рідин враховують наслідок їх взаємодії з матеріалом контактуючої оболонки, що, власне, не завжди є завданням дослідження.

Перспективи подальших досліджень. Висока роздільна здатність і зручність апробованого методу є передумовою широкого використання аналізу в'язкості біологічних рідин у ранній діагностиці, прогнозі захворювань, контролі ефективності лікування, у фармації.

Література

1. Евдокимов И.Н. Молекулярные механизмы вязкости жидкости и газа / И.Н. Евдокимов, Н.Ю. Елиссев. Часть I. Основные понятия. – М.: РГУ нефти и газа имени И.М. Губкина, 2005. – 59 с.
2. Гуменюк Н.И. Реологические свойства крови у больных с хроническим легочным сердцем / Н.И. Гуменюк, Е.А. Ломтева // Укр. пульмонол. ж. – 2004. – № 4. – С. 60-61.
3. Шаплавський М.В. Біоінертизація як біологічна функція / М.В. Шаплавський. – Чернівці: Прут, 1996. – 184 с.
4. Парадокси гемодинаміки у світлі теорії біоінертизації / М.В. Шаплавський, В.П. Пішак, М.Ю. Коломоець [та ін.] // Бук. мед. вісник. – 2007. – Т. 11, № 1. – С. – 148-150.
5. Патент на корисну модель UA 35766. МПК A61B 5/00. Безелектродний спосіб автоматизованого вимірювання в'язкості біологічних рідин / М.В. Шаплавський, В.П. Пішак, О.В. Слободян, П.М. Григоришин; заявник та патентовласник БДМУ. – № 200802926; заявл. 06.03.2008; опубл. 10.10.2008. Бюл. № 19.
6. Патент на корисну модель UA 36976. МПК G01N 27/06. Безелектродний спосіб автоматизованого вимірювання питомого опору електродолітів та біологічних рідин / М.В. Шаплавський, В.П. Пішак, М.Ю. Коломоець, О.В. Слободян та ін.; заявник та патентовласник БДМУ. – № 200807872; заявл. 10.06.2008; опубл. 10.11.2008. Бюл. № 21.
7. Раңський Є.Г. Радіотехніка / Є.Г. Раңський, Є.Й. Фіалко. – К.: Вища школа, 1969. – 335 с.
8. Слободян О.В. Дослідження питомого опору електродолітів та біологічних рідин безелектродним методом / О.В. Слободян; материалы IV Międzynarodowej naukowo-praktycznej konferencji ["Nauka i inowacja – 2008"]. – Przemysł: Nauka i studia. – 2008. – Т. 11. – С. 24-29.
9. Електрофізичний метод визначення в'язкості крові в аналізі змін мікроциркуляції / В.В. Буждиган, О.В. Слободян, М.В. Шаплавський, О.Ю. Микитюк; матеріали за IV Міжнародною науково-практичною конференцією ["Образование и наука на 21 от век – 2008"]. – София: БялГРАД-БГ. – 2008. – Т. 9. – С. 24-29.

**ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЯЗКОСТИ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ**

О.В.Гуцул, В.В.Буждиган, Н.В.Шаплавский, П.В Григоришин

Резюме. Теоретически и экспериментально обоснован новый метод автоматизированного измерения вязкости биологических жидкостей (крови), основанный на регистрации показателей добротности в биоинертном капилляре.

Ключевые слова: метод анализа, вязкость, кровь.

THE MEASURING COMPLEX FOR THE VISCOSITY TEST OF THE BIOLOGICAL LIQUIDS

O.V.Gutsul, V.V.Buzhdygan, N.V.Shaplavs'kyi, P.M.Grygoryschyn

Abstract. A new method of an automatized measurement of the viscosity of the biological liquids (of the blood) is theoretically and experimentally substantiated, based on a registration of indices of a good quality in a bioinert capillary.

Key words: analysis method, viscosity, blood.

Bukovinian State Medical University (Chernivtsi)

Buk. Med. Herald. – 2010. – Vol. 14, №3 (55). – P.158-164.

Рецензент – проф. В. Ф. Мислицький

Надійшла до редакції 25.05.2010 р.

© О.В. Гуцул, В.В. Буждиган, М.В. Шаплавський, П.М. Григоришин, 2010