

## ПРИЛАДИ

УДК 621.38

**Батурін А.П.**

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

**Терещенко М.Ф.**

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

### **ВПЛИВ УЛЬТРАЗВУКУ НА РЕОГРАФІЧНІ ПОКАЗНИКИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ПІД ЧАС ФІЗІОТЕРАПЕВТИЧНИХ ПРОЦЕДУР**

*У статті досліджується розробка оптимальних способів та засобів реографії за умов дії зовнішніх чинників на біологічний об'єкт (ультразвуку, магнітного поля). Розглядається огляд та аналіз сучасних методів і засобів, реографія. Створення перспективних напрямів розвитку світової реографії. Дослідження методів і засобів експрес-реєстрації периферичного кровотоку реографії. Експериментальні дослідження та реєстрація змін до реограми кінцівок або певної зони БТ під впливом зовнішніх факторів (ультразвук, магнітне поле). Розробка та дослідження перспективних високоточний метод периферичного кровотоку реографія, розробка дослідного зразка портативного реографа.*

**Ключові слова:** ультразвук, реографія, імпедансна плетизмографія, тетраполярна методика, дикротична хвиля.

**Постановка проблеми.** За кількістю смертей у світі впевнено лідирують захворювання серця та кровоносної системи. Поширеність серцево-судинних захворювань визначає актуальність розроблення нових і ефективних комп'ютерних технологій для діагностики, лікування і прогнозування, тобто для оцінки функціонального стану системної гемодинаміки і рідких середовищ організму. Тому розробка нових методів досліджень, що забезпечують ефективну діагностику функціонального стану серцево-судинної системи, є крайнє актуальною і полягає в пошуку доступних для широкого застосування нових методів і показників кількісного визначення інтенсивності кровопостачання [1]. Натепер функціональна діагностика використовує прямі та непрямі методи оцінки стану серцево-судинної системи [1].

Реографія аорти і легеневої артерії широко використовується в клінічній практиці для кількісного аналізу значень параметрів правого і лівого шлуночків серця, який оцінює скоротливу функцію міокарда [1]. Збільшений інтерес фізіологів і лікарів до непрямих методів дослідження кровонаповнення органів людини

свідчить про актуальність реографії. Але на достовірність отриманих реограм впливає дія зовнішніх факторів, зокрема температура середовища, електромагнітні поля та акустичні коливання.

Оцінці впливу на дійсні значення отриманих реограм у середовищі дії ультразвукових коливань присвячена ця робота.

**Аналіз останніх досліджень і публікацій.** Процесом визначення пульсових коливань кровонаповнення судин різних органів і тканин, заснований на графічній реєстрації змін повного електричного опору тканин досліджували наукові школи США, Європейського Союзу, України, Росії, Білорусії та такі дослідники, як А.А. Кедрів, М.М. Савицький, А.І. Науменко, В.В. Скотарів, Х.Х. Яруллин, Г.І. Енін, Б.І. Биск, Ю.Т. Пушкар, Л.Г. Терехова, М.І. Тищенко, М.А. Осколкова, М.А. Ронкін, Л.Б. Іванов, В.А. Макаров, С.Ю. Єрмолов, Б.С. Агте і багато ін. [1; 2; 3; 4].

Натепер різні варіанти реографічних методів знайшли застосування для оцінки стану периферичного кровообігу в головному мозку, хребті, кінцівках, легких, а також в органах репродуктивної і видільної систем. Особлива галузь реографії

пов'язана з її застосуванням для визначення складу тіла людини, про що вичерпно викладено в монографії Д.В. Миколаєва і співавт. [5].

**Постановка завдання.** Сьогодні використовується велика кількість методик, щоб забезпечити ефективну діагностику функціонального стану серцево-судинної системи. Перспективним напрямом є розробка оптимальних способів та засобів реографії під час дії зовнішніх чинників (ультразвуку, магнітного поля). Ефективність такого підходу була показана попередніми дослідниками, але системи ще знаходяться не на належному рівні розвитку, розробці й дослідженню приділено недостатньо уваги, що потребує подальших теоретичних і експериментальних досліджень.

Тому завдання роботи – оцінити реографічні показники під дією зовнішніх чинників (ультразвуку, магнітного поля).

**Виклад основного матеріалу дослідження.** Метод реографії забезпечує можливість вивчення гемодинаміки будь-якого органу, доступного дослідженню, і ділянки кінцівки. Реографія дозволяє дати характеристику артеріального кровонаповнення, стану тонуусу артеріальних судин, венозного відтоку, колатерального кровообігу, мікроциркуляції. Реографічна методика дозволяє визначити величини ударного і хвилинного обсягів кровообігу. За умов синхронного запису ЕКГ, ФКГ і реограми аорти або легеневої артерії можна отримати інформацію про скорочувальну здатність міокарда лівого і правого шлуночків. Використовуючи багатоканальний реограф і проводячи одночасно запис реограм різних ділянок тіла, можна судити про перерозподіл крові в момент дослідження [5].

До сьогоднішнього дня склалася більш-менш визнана методика проведення реографічних досліджень і структура описової частини висновку [5], що включає оцінку рівня кровонаповнення судин досліджуваного регіону, оцінку тонуусу на рівні артерій розподілу й артерій опору, оцінку еластичності судин, рівня периферичного опору, стану венозного відтоку і т.д.

Оцінка рівня кровонаповнення судинного русла

Для оцінки рівня кровонаповнення використовується амплітуда реосигнала.

Для більш предметного подальшого розгляду зупинимось коротко на найпростішій моделі ділянки тіла, наприклад, верхньої кінцівки у поздовжній реографії.

Уявімо найпростішу модель ділянки тіла у вигляді чотирьох паралельно з'єднаних резисторів,

один із яких моделює опір магістральних артерій за умов діастолічного тиску  $P_d$ .

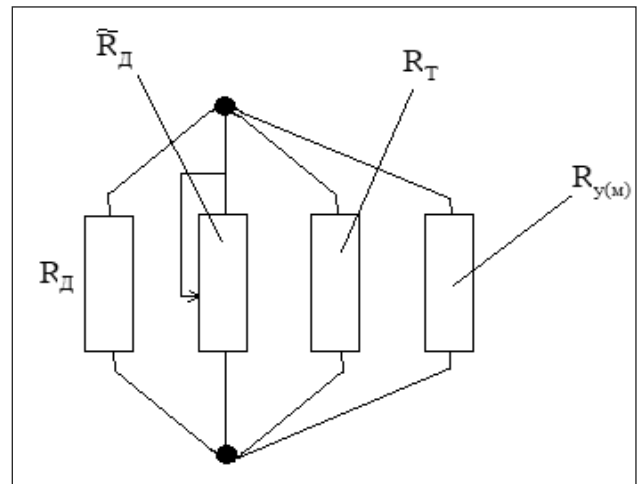


Рис. 1. Модель ділянки тіла людини

$R_A = p_k \frac{L_A}{S_A}$ , де  $p_k$  – питомий опір крові,  $L_A$  – довжина ділянки тіла між потенціальними електродами,  $S_A$  – площа поперечного перерізу артерій,  $R_{y(m)}$  – опір, що виникає в результаті дії ультразвукових чи магнітних полів.

У такій моделі амплітуда реографічного сигналу буде дорівнювати різниці результуючому опору (тобто опір чотирьох паралельно з'єднаних резисторів) при тиску діастолічному  $P_d$  і результуючий опір при тиску  $P_c$ .

$$\delta R_{A \max} = ((R_d - R_c) \cdot k_{\text{енл}}) = \left( \frac{p_T^2 L_A \delta S_{A \max}}{p_k S_T^2} \right) \cdot k_{\text{енл}} \quad (1)$$

Як бачимо, амплітуда реосигнала визначається величиною максимальної зміни поперечного перетину артерії  $\delta S_{(A \max)}$ , тобто кровонаповнення, але, крім цього, вона залежить від відстані між потенціальними електродами  $L_A$ , еластичності й тонуусу артерії (оскільки  $\delta S_{(A \max)}$  залежить від еластичності і тонуусу також), залежить від квадрату поперечного перерізу тіла  $S_T^2$ , залежить від серцевого викиду і від коефіцієнта впливу ультразвуку чи магнітного поля  $k_{\text{енл}}$ . Зауважимо, що під час уведення норм ніхто з розглянутих нами авторів не аналізує значень усіх цих параметрів. Зрозуміло, що в цих умовах норми можуть бути самими різними і корисність використання такого параметра, як амплітуда реосигнала для оцінки кровонаповнення досить сумнівна.

Спробуємо отримати параметр придатний для оцінки кровообігу шляхом поступового виключення впливу «зайвих» змінних. Від параметра  $\delta R_{(A \max)}$  перейдемо до параметру  $\delta S_{(A \max)}$  – максимальній зміні площі поперечного перерізу судини під впливом пульсової хвилі.

$$\delta S_{A \max} = \frac{p_k L_A \delta R_{\max}}{R_{zA}^2} \quad (2)$$

$L_A$  – відстань між потенційними електродами;  
 $R_{zA}$  – базовий опір.

Зважаючи на обчислення  $\delta S_{(A \max)}$  конкретне, вимірювання відстаней між електродами  $L_A$  і величину базового опору  $R_{zA}$ , ми відразу ж обмежили вплив двох змінних, тобто врахували геометрію накладення електродів і опір тканин в оточенні.

Параметр  $\delta S_{(A \max)}$  можна використовувати для оцінки абсолютного кровонаповнення артерій розподілу досліджуваної галузі. Він буде змінюватися зі зміною величини серцевого викиду і тонуусу судин, тому що зміна тонуусу буде приводити до перерозподілу серцевого викиду між окремими аспектами судинної системи і зміни ступеня розкриття судин, але  $\delta S_{(A \max)}$  буде відображати реальну кількість крові, що потрапила в артерії розподілу досліджуваної галузі.

На жаль, цей параметр теж важко нормувати, тому що його нормальна величина буде залежати від конкретного місця накладення електродів, тобто від конкретної судинної області, від величини серцевого викиду.

Більш легко піддається нормуванню параметр

$$\frac{\delta S_{A \max}}{S_T},$$

де  $S_T$  – площа поперечного перерізу тіла в місці накладення електродів

$$\frac{\delta S_{A \max}}{S_T} = \frac{\delta R_{A \max}}{R_{zA}} \cdot k_{\text{впл}}, \quad (3)$$

Очевидно, що кровопостачання регіону має визначатися масою тканин цього регіону, тому тиск  $\delta S_{A \max}$  на  $S_T$  можна розглядати спробою приведення  $\delta S_{A \max}$  до якогось стандарту для зменшення залежності від конкретної області установки електродів,  $k_{\text{впл}}$  – коефіцієнт впливу ультразвуку чи магнітного поля.

Певно, цей параметр можна цілком використовувати в реовазографії для оцінки кровонаповнення кінцівок, його використовували Kunert! (1961) і Lifshitz (1970), а й в ньому залишається залежність від величини серцевого викиду.

Для усунення залежності від величини серцевого викиду перейдемо до параметру  $\frac{\delta S_{A \max}}{\delta S_{O \max}}$ ,

де  $\delta S_{O \max}$  – максимальна зміна площі поперечного перерізу аорти під впливом пульсової хвилі

$$\frac{\delta S_{A \max}}{\delta S_{O \max}} = \frac{p_k \delta R_{A \max} L_A R_{zO}^2}{R_{zA}^2 p_k \delta R_{O \max} L_O} = \frac{L_A \delta R_{A \max} R_{zO}^2}{L_O \delta R_{O \max} R_{zA}^2} \quad (4)$$

$L_O$  – відстань між потенційними електродами під час реографічного дослідження аорти;

$R_{O \max}$  – амплітуда реохвилі аорти;

$R_{zO}$  – базовий опір, отриманий під час дослідження аорти.

Еластичність і тонуус судин

Наступні параметри, які визначаються за стандартною методикою дослідження, це еластичність і тонуус судин різного рівня.

Л.Б. Іванов цілком справедливо пише про складність розмежування цих двох характеристик судин [1], але нам здається, що було б корисно все-таки визначати еластичність і тонуус, оскільки еластичність визначає ступінь збереження властивостей стінок судин, а тонуус – функціональний стан судинного русла в цей момент і в даних умовах.

Периферичний опір

Розглянемо найпростішу модель досліджуваної ділянки судинної системи, в якій еластичні властивості великої артерії відобразимо у вигляді деякої ємності  $C_1$ , інерційність маси крові між артерією, а також середніми і дрібними артеріями представимо у вигляді індуктивності  $L_{KP}$ , еластичні властивості середніх і дрібних артерій – у вигляді ємності  $C_2$  і, нарешті, периферичний опір – у вигляді деякого активного опору  $R_{\text{неп}}$ .

Як було зазначено вище, тиск в артерії можна записати у вигляді  $P_A(t) = K \delta R_A(t)$ , де  $\delta R_A(t)$  – реосигнал;

$$K = \frac{P_C - P_D}{\delta R_{A \max}} - \text{коефіцієнт перетворення } \delta R_A(t) \text{ в } P_A(t)$$

Струм на ділянці артерія – середні й малі артерії позначимо  $I(t)$ , тиск в місці середніх і дрібних артерій позначимо  $P_{MA}(t)$  і струм через периферію –  $I_{\text{неп}}(t)$ .

Можна записати, що:

$$P_{MA}(t) = P_D + P_A(t) - L_{KP} I'(t) \quad (5)$$

$$I_{\text{неп}}(t) = \frac{P_{MA}(t)}{R_{\text{неп}}} \quad (6)$$

$$\int_0^T I_{\text{неп}}(t) dt = \frac{P_D T + K \int_0^T \delta R_A(t) dt}{R_{\text{неп}}} = \text{СОК}, \text{ де} \quad (7)$$

СОК – систолічний обсяг кровотоку за період  $T$ , звідки

$$R_{\text{неп}} = \frac{P_D T + K \int_0^T \delta R_A(t) dt}{\text{СОК}} \quad (8)$$

Для визначення СОК можна використовувати або методику стискання вени і оцінки приросту кровонаповнення вени за період, або спільне оброблення реосигналів досліджуваної артерії й аорти.

У першому випадку для визначення СОК скористаємося співвідношенням:

$$\text{СОК} = y \frac{p_k L^2 \delta R_{\text{СОК}}}{R^2} \cdot k_{\text{впл}}, \text{ де} \quad (9)$$

$L$  – відстань між потенційними електродами;

$\delta R_{\text{СОК}}$  – приріст опору між потенційними електродами у перетиснутій вені за період;

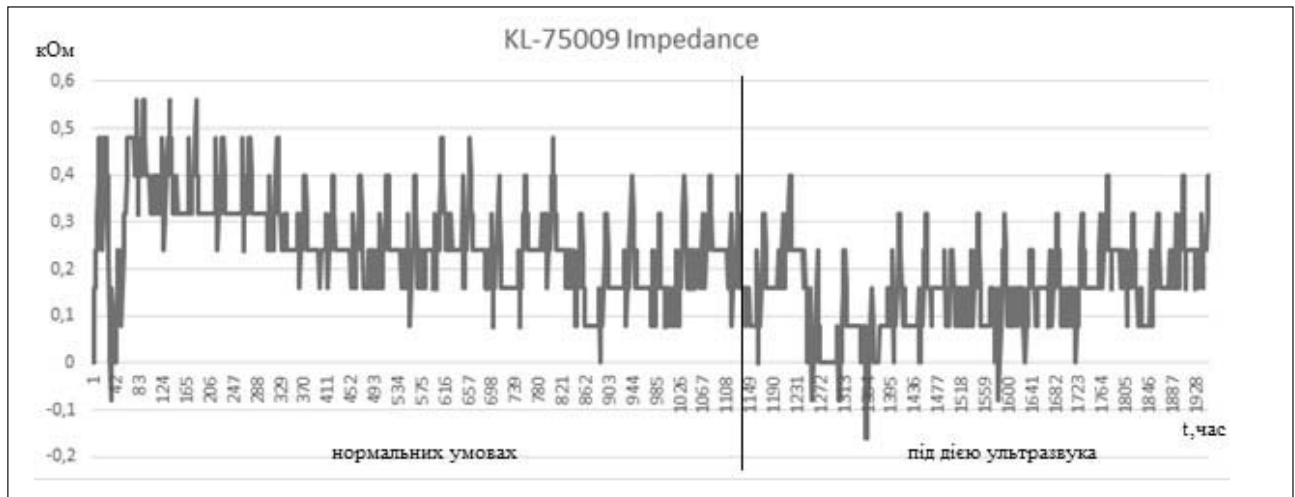


Рис. 2 Результати реограми

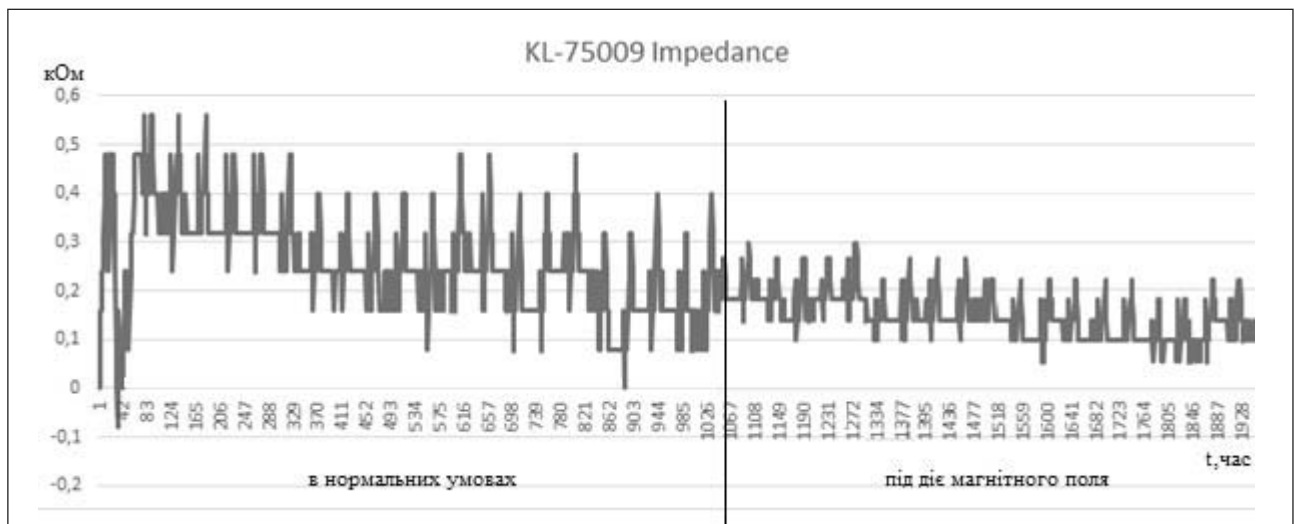


Рис. 3 Результати реограми

$R_{зд}$  – базовий опір відповідного моменту визначення значення  $\delta R_{сок}$  ;

$u$  – коефіцієнт, що враховує співвідношення повного обсягу досліджуваної ділянки судинної системи й обсягу між потенційними електродами;

$k_{впл}$  – коефіцієнт впливу ультразвуку чи магнітного поля .

Останнім часом у медицині все більше використовують фізіотерапевтичну дію, основу на використанні енергії ультразвуку [6].

Був проведений експеримент, коли під час зняття реограми у пацієнта на судини вливав ультразвук від 0,1 Вт / см<sup>2</sup> до 1,0 Вт / см<sup>2</sup>. Експеримент показав, що при місцевій дії ультразвуку збільшується швидкість потоку крові, кровонаповнення органів, пульс. На рис. 2 показана реограма в нормальних умовах і реограма під впливом ультразвуку, видно тін зміну графіків в амплітуді, оскільки у впливі

ультразвуку кровонаповнення судин и органів зростає, а електроди реографа фіксують ці зміни, тому на реограмі видно, що амплітуда змінилась [7].

Реографічна крива складається з висхідної частини, вершини, низхідної частини, інцизури і дикротичної хвилі (рис. 2). Під час аналізу реограм ураховують якісні характеристики і кількісний показник. Якісні характеристики засновані на описі форми реографічної кривої і вимірі її амплітудних і часових відрізків. Кількісний показник реограм визначають під час використання тетраполярної методики на підставі розрахунку пульсового обсягу кровотоку в тканинах [8].

Експеримент показав, що при місцевій дії магнітного поля (до 30 мТл, 10–20 хв, 6–8 процедур) тиск крові в системі глибоких і підшкірних вен кінцівок пацієнта знижувалися

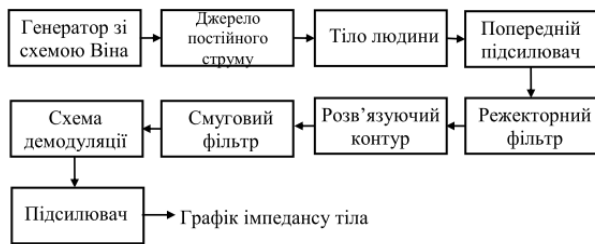


Рис. 4 Блок-схема вимірювання опору тіла

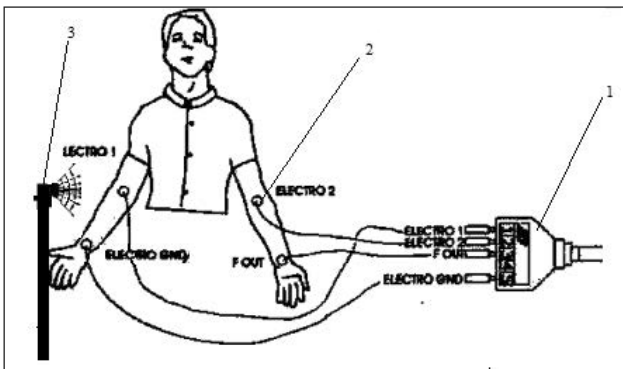


Рис. 5. Схема розташування електродів (1–5 – провідниковий кабель KL-79101, 2 – електроди, що накладаються на поверхню тіла, 3 – ультразвуковий випромінювач)

на 11–17%, а в артеріях – на 6% щодо вихідного рівня. При цьому спостерігалось підвищення тону стінок артерії і збільшувалось кровонаповнення судин кінцівок, указува- досліджено вплив УЗ на зміну реограми.

#### Список літератури:

1. Ронкін М.А., Іванов Л.Б. Реографія в клінічній практиці. Москва 1997. 250 с.
2. Яруллин Х.Х. Клінічна реоенцефалографія. Реографічні установки: монографія. 1967. С. 254–276.
3. Науменко О.І., Скотников В.В. Основи електроплетізографії. Харків, 1975. 214 с.
4. Каро К. Механіка кровообігу: монографія / за ред. Регірера С.А. і Хаютина В.М. Київ, 1981. 624 с.
5. Миколаїв Д.В., Смирнов А.В., Бобринський І.Г., Руднев С.Г. Біоімпедансний аналіз складу тіла людини. Вісник Науки. 2009. № 4. С. 34–37.
6. Терещенко М.Ф., Кирилова А.В. Дослідження впливу параметрів ультразвукового сигналу на біологічні структури. Вісник НТУУ «КПІ». Серія «Приладобудування». 2011. Вип. 41. С. 152–161.
7. Терещенко М.Ф., Тимчик Г.С., Чухраєв М.В., Кравченко А.Ю. Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої. Вісник НТУУ «КПІ». Серія «Приладобудування». 2018. Вип. 87. С. 212–223.
8. Терещенко М.Ф., Кирилова А.В. Принципи побудови сучасних ультразвукових терапевтичних апаратів. Вісник НТУУ «КПІ». Серія «Приладобудування». 2010. Вип. 40. С. 137–145.
9. Кирилова А.В., Терещенко М.Ф., Тимчик Г.С., Рудик В.Ю. Алгоритм автоматизованого оцінювання впливу ультразвуку на біологічну тканину. Вісник НТУУ «КПІ». Серія «Приладобудування». 2013. Вип. 5. С. 98–102.
10. Терещенко М.Ф., Кирилова А.В. Дослідження параметрів впливу ультразвукового сигналу на біологічні структури. Вісник НТУУ «КПІ». Серія «Приладобудування». 2010. № 40. С. 137–145.

#### ВЛИЯНИЕ УЛЬТРАЗВУКА НА РЕОГРАФИЧЕСКИЕ ПОКАЗАТЕЛИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ПРИ ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ ПРОЦЕДУРАХ

*В статье исследуется разработка оптимальных способов и средств реографии при воздействии внешних факторов на биологический объект (ультразвука, магнитного поля). Рассматривается обзор и анализ современных методов и средств, реография. Создание перспективных направлений развития*

лося також на зміну пружно еластичних властивостей електричного опору кровонесних судин в області впливу магнітним полем на тлі зниження електричного опору інших тканин [9]. На рис. 3 показана реограма в нормальних умовах і реограма під впливом магнітного поля, помітна зміна графіків в амплітуді, оскільки у впливі магнітного поля кровонаповнення судин й органів зростає, електроди реографа фіксують ці зміни і на реограмі видно, що амплітуда зменшилась.

На основі проведених експериментів виміру опору кровотоку ділянки руки встановлено, що під впливом ультразвуку і магнітного поля значення опору зменшились (порівняно з вимірами без зовнішнього впливу), що показано на графіках.

**Висновки.** Сьогодні реографія – сучасний неінвазивний метод діагностування кровотоку в певних тканинах, конкретних органах або всього організму в цілому. У цій роботі розглянуто те, що таке реографія, актуальність, історія виникнення, перспективи методу, завдання методу, класифікація методів реографії, а також екскременти, зокрема вплив ультразвуку і магнітного поля на зміну реограми. Під час виконання роботи ми переконалися, що УЗ і МП впливає на результати дослідження діагностування кровотоку. Також проведено експеримент у лабораторії кафедри виробництво приладів,

*мировой реография. Исследование методов и средств экспресс-регистрация периферического кровотока реографии. Экспериментальные исследования и регистрация изменений в реограмма конечностей или определенной зоны БТ, под влиянием внешних факторов (ультразвук, магнитное поле). Разработка и исследование перспективных высокоточный метод периферического кровотока реография, разработка опытного образца портативного реографа.*

**Ключевые слова:** *ультразвук, реография, импедансная плетизмография, тетраполярная методика, дикротична волна.*

#### **INFLUENCE OF ULTRASOUND ON PEOPLE PERFORMANCE OF BIOLOGICAL TISSUE AT PHYSIOTHERAPEUTIC PROCEDURES**

*The article investigates the development of optimal methods and means of rheography under the influence of external factors on a biological object (ultrasound, magnetic field). The review and analysis of modern methods and means, rheography are considered. The creation of perspective directions of development of the world rheography. Research methods and tools Express check in peripheral blood rheography. Experimental studies and registration of changes in the rheogram of limbs or a certain zone of BT, under the influence of external factors (ultrasound, magnetic field). Development and research of advanced high-precision method of peripheral blood flow rheography, development of a prototype of a portable rheograph.*

**Key words:** *ultrasound, rheography, impedance plethysmography, tetrapolar technique, mikrotechna wave.*