

Systems”, Ozone Sci. – Eng., part 1, 1979. 119-131. **4.** B. L. Loeb, “Ozone: Science & Engineering: ThirtyThree Years and Growing,” Ozone: Science & Engineering, Vol. 33, 2011. 329-342. **5.** X. Xu, “Dielectric Barrier Discharge-Properties and Applications,” Thin Solid Films, Vol. 390. No. 1-2. 2001. 237-242. **6.** Y. M. Sung and T. Sakoda, “Optimum Conditions for Ozone Formation in a Micro Dielectric Barrier Discharge,” Surface and Coatings Technology, Vol. 197. No. 2-3. 2005. 148-153. **7.** Wickramanayake, G. B. and O. J. Sproul, “Ozone Concentration and Temperature Effects on Disinfection Kinetics”, Ozone Sci. Eng., part 10, 1988. 123-135. **8.** Sokol E. I., Kipenskiy A. V., Kulichenko V. V., Tomashevskiy R. S., Barkhotkina T. M. The Analysis of Technical Solutions for Medical Ozonators. 2013IEEE XXXIII International Scientific Conference Electronics and Nanotechnology (ELNANO). April 16-19. 2013. Kyiv, Ukraine. 262-265 **9.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin et al. About the concentration controlling peculiarities of ozone in medical ozone generators. Materials of scientific-practical. conf. «New technologies of natural healing and preformed factors». – Kharkov: KMAAS. 2002. 229-231. **10.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin et al. Functional expansion of opportunities of medical ozonator OM 40/1-01. Bulletin of Physiotherapy and Health Resort. Special issue. Ozonotherapy. Evpatory: EIRIC. 2005. No. 5. 150-153. **11.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin. Compensation disturbances at adjusting the parameters of the ozone-oxygen mixture in the medical ozonator // Ozonotherapy. Appendix to Nizhegorodskiy medical journal. – N. Novgorod. 2003. 313-315. **12.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin et al. Characteristics and results of operation of medical ozonator OM 80/1. General Intensive Care. – M.: SRI general resuscitation RAMS, 2006. V. 2. No. 4/1. 297-301. **13.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin et al. Combined flow control system ozone-oxygen mixture in the medical ozonator. International medical journal. Application: «Ozonotherapy».. – Kharkov. 2003. 158-161. **14.** Kipenskiy A. V., Kulichenko V. V., Mahonin N. V. Pneumoelectromechanical flow control system of ozone-oxygen mixture in the medical ozonator. Problems of automated electric drive. Theory and practice. Special issue. Kharkov, NTU «KhPI», 2013. 186-188. **15.** Kipenskiy A. V. Pulse-to-digital and digital-to-pulse converters. Kharkov: NTU «KhPI», 2000. 132. **16.** Kipenskiy A. V., Kulichenko V. V., Tomashevskiy R. S. Mahonin N. V. Control algorithm pneumatic system with pulse width modulation flow of ozone-oxygen mixture. Power electronics and electric power. Special issue. Part 1. Kharkov: NTU «KhPI». 2013. 151-155.

*Надійшла (received) 01.08.2014*

УДК: 615:47

**В. А. ПАВЛИШ**, канд. техн. наук, зав. каф., НУ «Львівська політехніка»;

**Є. В. СТОРЧУН**, д-р техн. наук, проф., НУ «Львівська політехніка»;

## **МОДЕЛЮВАННЯ ПІКОВИХ ЗНАЧЕНЬ ПУЛЬСОВИХ СИГНАЛІВ ПРОМЕНЕВИХ АРТЕРІЙ**

В статті досліджено процес формування пікових значень пульсових сигналів променевих артерій людини в наближенні еквівалентного плоского переміщення структурних елементів біооб'єкту. Експериментальні результати отримані з використанням пристрою, що складався з п'єзоелектричного та тензорезистивного давачів. Діаметр контактної поверхні становив  $(6 \pm 0,1)$  мм. Результати аналізу показали, що в діапазоні значень сили деформації зон до 1,5 Н довжина ділянок артерій, що формують пульсові сигнали, не перевищувала 10 мм.

**Ключові слова:** пульсовий сигнал, східна медицина, синхронна пульсометрія

**Вступ.** Метод синхронної пульсометрії ґрунтується на реєстрації сигналів трьох щільно розташованих зон уздовж променевих артерій лівої і правої руки

© В. А. ПАВЛИШ, Є. В. СТОРЧУН, 2014

людини (протяжність кожної зони становить близько 13 мм), для чого застосовують відповідні пристрої див. рис.1.

Щільність розташування перетворювачів створює невизначеність в оцінках можливого взаємного впливу сигналів сусідніх зон через біологічні структури організму людини.

Метою роботи було дослідження процесу формування пікових значень пульсових сигналів та оцінка довжини ділянок променевої артерії, що визначають зазначені сигнали.

Аналіз цієї проблеми передбачає моделювання процесу формування пульсових сигналів дистальних відділів променевої артерії на поверхні тіла людини.



Рис. 1 – Схематичне зображення схеми синхронної пульсометрії

**Матеріали і метод.** Дослідження проводилося для випадку реєстрації сили, що створюється пульсовими коливаннями променевої артерії на поверхні тіла людини, на основі моделі див. рис.2.

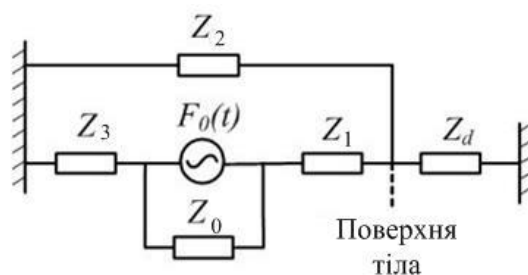


Рис. 2 – Модель біотехнічної системи пульсометрії.  $F_0(t)$  - сила, створювана пульсовими коливаннями тиску крові в артерії;  $Z_0, Z_1, Z_2, Z_3, Z_d$  - механічні імпеданси артеріальної стінки; м'яких тканин, що оточують артерію, і перетворювача, відповідно

Під час реєстрації сили пульсового сигналу імпедансом  $Z_2$  можна знехтувати, оскільки  $Z_2 \ll Z_d$ , однак він відіграє суттєву роль у розподілі сили  $F_p$  притискання перетворювача до поверхні тіла див. рис. 3.

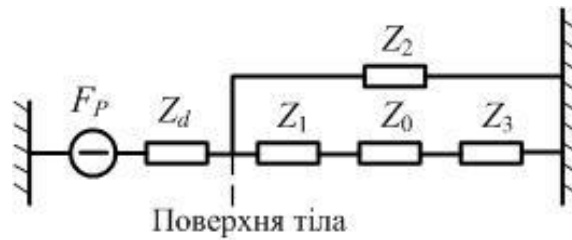


Рис. 3 – Схема дії  $F_p$  на елементи моделі див.рис.2

У процесі моделювання було зроблено наступні припущення: частка сили  $F_p$ , що сприймається елементами моделі (окрім  $Z_2$ ) становить  $\eta F_p$ ,  $Z_3 \gg Z_1$  та  $Z_3 \gg Z_2$ . Останнє припущення визначає не симетрію пульсових коливань ділянки артерії відносно її положення в кінці діастоли.

Метою роботи було моделювання пікових значень сили на вході давача, які визначаються низькочастотними складовими спектру пульсових коливань. Беручи до уваги діапазон частот спектра сигналів [1,2], а також механічні властивості артерій [3] і м'яких тканин, в моделі враховувалися тільки пружні складові механічних імпедансів елементів.

Із врахуванням зроблених припущень, модель біотехнічної системи пульсометрії див. рис. 2 буде мати вид див. рис. 4 а, на рис. 4б представлена еквівалентна електрична схема цієї моделі за другою системою електро-механічних аналогій.

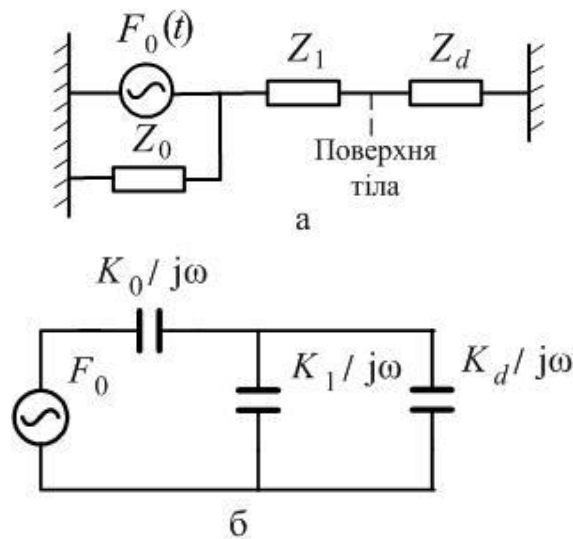


Рис. 4 – Спрощена модель біотехнічної системи пульсометрії:  
а – механічна; б – еквівалентна електрична

Пульсові коливання артерії моделювалися еквівалентним плоским переміщенням стінки

$$x = \frac{r \Delta V}{\pi V},$$

де  $r$  – радіус артерії;  $\frac{\Delta V}{V}$  – відносна пульсова зміна об’єму артерії.

Жорсткість ділянки артерії  $K_0$  визначалася за пружною характеристикою, отриманою шляхом усереднення кривих 2 и 3 [4] див. рис.5.

Значення  $K_0$  для даного пульсового тиску (в лінійному наближенні) визначалося співвідношенням

$$K_0 = 2 \cdot \pi \cdot L \cdot \frac{\Delta P}{D}, \quad D = \frac{b_2 - b_1}{1 + b_1}, \quad b_2 = \frac{V_s - V_0}{V_0}, \quad b_1 = \frac{V_d - V_0}{V_0},$$

де  $V_0$ ,  $V_d$ ,  $V_s$  – об’єми ділянки артерії, відповідні початковому  $P = 0$ , діастолічному і систолічному значенням артеріального тиску крові;  $L$  – довжина ділянки артерії;  $\Delta P = P_s - P_d$ ;  $P_s$ ,  $P_d$  – систолічне і діастолічне значення артеріального тиску крові.

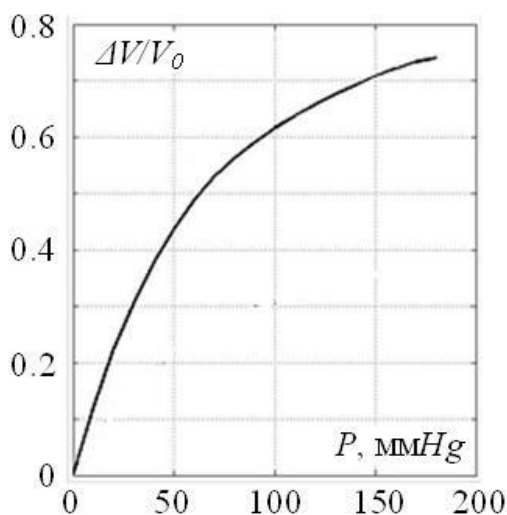


Рис. 5 – Пружна характеристика артерії:  $\Delta V, V_0$  – зміна та початковий об’єм артерії;  $P$  – трансмуральний тиск

За традиціями східної медицини пульсовий сигнал аналізують при різному зовнішньому натисканню, що змінює характеристики біооб’єкта в зоні реєстрації. Зміни жорсткість ділянки артерії моделювалися залежністю

$$K_0 = a + b(F_d - \eta F_p) + c(F_d - \eta F_p)^2, \quad F_d = d_1 \cdot L_0 \cdot P_d, \quad (1)$$

де  $a, b, c$  – коефіцієнти полінома, розраховані за пружною характеристикою артерії див.рис.5;  $d_1, L_0$  – діастолічний діаметр і початкова довжина ділянки артерії;  $\eta$  – частка  $F_p$ , що діє на  $K_0$  і  $K_1$  див. рис. 3; зміна довжини ділянки артерії  $L = L_0(1 + s \cdot F_p)$ ,  $s$  – параметр моделювання, а значення  $K_1$  визначалося залежністю

$$K_1 = K_{10} + \eta \cdot \beta \cdot F_p, \quad (2)$$

де  $K_{10}$  – жорсткість при  $F_p = 0$ ;  $\beta$  – коефіцієнт зростання  $K_1$  залежно від  $F_p$ .

Вхідний сигнал давача, з врахуванням припущень визначався співвідношенням див.рис.4

$$F_d = (F_{01} + F_{02}) \cdot \frac{K_1 K_d}{K_1 K_d + K_0 (K_1 + K_d)}, \quad (3)$$

$$F_{01} = L \cdot (ds(F_d - \eta F_p) \cdot P_s - dd(F_d - \eta F_p) \cdot P_d),$$

$$F_{02} = \frac{1}{\pi} \frac{K_0 \cdot K_1}{K_0 + 2 \cdot K_1} \cdot \delta_d(F_d - \eta F_p),$$

де  $dd$ ,  $ds$  – діаметри артерії, які відповідають  $P_d$  та  $P_s$ ,  $L$  – довжина ділянки артерії, що формує пульсовий сигнал,  $\delta_d$  – пульсові зміни діаметра артерії.

Залежності  $dd(F_d - \eta F_p)$ ,  $ds(F_d - \eta F_p)$  и  $\delta_d(F_d - \eta F_p)$  розраховувалися для кожного обстежуваного і апроксимувалися поліномами третього порядку.

Параметри  $\eta$  і  $\beta$  – визначалися методом ітерацій за двома значеннями  $F_{d1}$  та  $F_{d2}$ , які відповідали початковим величинам  $F_{p1}$ ,  $F_{p2}$ . Для значення  $F_{d1}$  ( $\sim 43 \cdot 10^{-5}$  Н), за припущенням  $F_p=0$  та прийнятої величини  $\eta$ , розраховувався параметр  $\beta$

$$\beta = \frac{K_{10} \cdot [\Delta F \cdot K_d - F_{d1} \cdot (K_d + K_{01})] - F_{d1} \cdot K_d \cdot K_{01}}{\eta \cdot F_{p1} \cdot [F_{d1} \cdot (K_d + K_{01}) - \Delta F \cdot K_d]},$$

де  $\Delta F = F_s - F_d$ ,  $F_s = d_2 \cdot L_0 \cdot P_s$ ;  $d_2$  – систолічне значення діаметра артерії;  $K_{01} = K_0$  (1), параметр  $K_{10}$ , за раніше отриманими результатами, становив (40 - 70) Н/м залежно від зони реєстрації пульсового сигналу див.рис.1.

Для  $F_{p2}$  розраховувалося значення  $K_0$  (1),  $K_1$  (2),  $dd$ ,  $ds$ ,  $\delta_d$  і величина  $F_d$  (3). Процедура ітерацій (параметр  $\eta$ ) продовжувалася до рівності розрахованого  $F_d$  і експериментального  $F_{d2}$  значень. Початковий діаметр артерій знаходився в діапазоні значень  $(1.8 - 3.0) \cdot 10^{-3}$  м [5].

Вимірювання виконувалися за допомогою пристрою з послідовно (механічно) з'єднаними давачами п'єзоелектричного ( $F_d$ ) та тензорезистивного ( $F_p$ ) типів. Похибка калібрування каналів не переважала  $\pm 0.2\%$ , а вимірювання -  $\pm 0.28\%$ . Жорсткість тензорезистивного перетворювача (пристрою в цілому) становила  $(5350 \pm 235)$  Н/м, маса вузла п'єзоелектричного давача -  $(23 \pm 1) \cdot 10^{-3}$  кг. Динамічна похибка пристрою на частоті 10 Гц не переважала  $\pm 1.7\%$ , а 20 Гц –  $\pm 6.6\%$  (ступінь заспокоєння 0.059). Верхня гранична частота робочого діапазону частот пристрою становила  $(31.6 \pm 0.5)$  Гц (рівень 1.3), постійна часу п'єзоелектричного перетворювача була рівна  $(4 \pm 0.2)$  с. Діаметр контактної поверхні п'єзоелектричного давача становив  $(6 \pm 0.1)$  мм. Показники артеріального тиску крові вимірювалися методом Ріва – Роччі – Короткова.

**Результати.** Критерієм моделювання було мінімальне значення середньої квадратичної відмінності розрахованих і експериментальних значень  $F_d$ , для

якого визначався параметр  $s$ . У процесі моделювання величина  $L_0$  змінювалася в діапазоні (2 - 8) мм.

Було досліджено процес реєстрації пульсових сигналів в різних зонах (4 особи у віці (18 - 28) років) див. рис.1.

Отримані результати проілюстровано на рис. 6 для випадку особи чоловічої статі у віці 23 років, показники артеріального тиску крові 120/75 ммHg, пульс  $59 \text{ мин}^{-1}$  (значки відповідають експериментальним, а лінії - розрахованим значенням  $F_d$ ).

Представленим на рис.6 результатам відповідали наступні параметри моделі: ЦОН –  $L_{01} = 3 \text{ мм}$ ,  $s_1 = 0,2$ ; КАН –  $L_{02} = 6 \text{ мм}$ ,  $s_2 = 0,215$ ; ЧАГ –  $L_{03} = 3 \text{ мм}$ ,  $s_3 = 0,11$ . Для цих значень, за умови  $F_P = 1,5 \text{ Н}$ , довжини ділянок артерії, які формують пульсовий сигнал, становлять: ЦОН -  $\sim 4 \text{ мм}$ , КАН -  $\sim 8 \text{ мм}$ , ЧАГ –  $3,5 \text{ мм}$ .

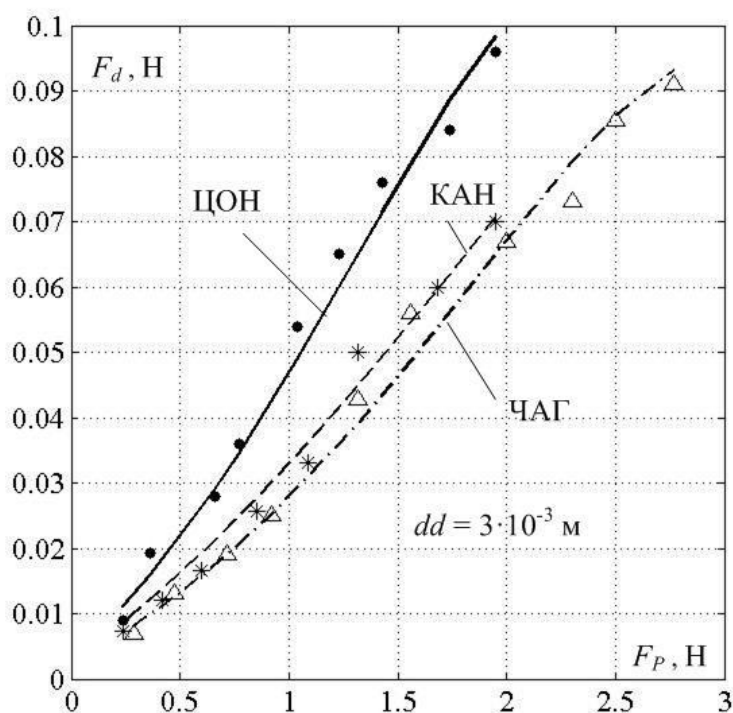


Рис. 6 – Залежність експериментальних і розрахованих значень  $F_d$  від притискання перетворювача  $F_P$

Найбільші відмінності експериментальних і розрахованих значень  $F_d$ , що спостерігалися при малих розмірах  $F_P$ , не переважали 32 %.

**Висновки.** Результати проведеного дослідження дають підставу вважати відсутність взаємного впливу пульсових коливань різних зон променевої артерії при синхронній реєстрації сигналів за канонами східної медицини. Оцінки довжини ділянок променевої артерії, які визначають пульсові сигнали на поверхні тіла, не перевищують довжини зазначених зон ( $\sim 13 \text{ мм}$ ).

**Список літератури:** 1. Y. Y. L. Wang, et al. The natural frequencies of the arterial system and their relation to the heart rate // IEEE Transactions on Biomedical Engineering.- 2004.- vol. 51.- pp. 193–195. 2. Chin-Ming Huang, et al. Developing the Effective Method of Spectral Harmonic

Energy Ratio to Analyze the Arterial Pulse Spectrum//Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine.-2011.-Vol. 2011.- Article ID 342462, 7 pages. **3. Hideyuki HASEGAWA.** Measurement of Elastic Moduli of the Arterial Wall at Multiple Frequencies by Remote Actuation for Assessment of Viscoelasticity / *Hideyuki HASEGAWA, Hiroshi KANAI* //Japanese Journal of Applied Physics.-2004. - Vol. 43, No. 5B.- p.p. 3197–3203. **4. Savitskii N.N.** Biophysical bases of blood circulation and clinical methods of studying hemodynamics /*Savitskii N.N.* -Leningrad: Medicine, 1974.- 311P. **5. Mark E., et al** Preoperative Sonographic Radial Artery Evaluation and Correlation With Subsequent Radiocephalic Fistula Outcome// J Ultrasound Med.-2004.-N.23.- p.161-168.

**Bibliography (transliterated):** **1.** Y. Y. L. Wang, et al. The natural frequencies of the arterial system and their relation to the heart rate // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2004. vol. 51. 193–195. **2.** Chin-Ming Huang, et al. Developing the Effective Method of Spectral Harmonic Energy Ratio to Analyze the Arterial Pulse Spectrum//Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine. 2011. Vol. 2011. Article ID 342462. **7. 3.** Hideyuki HASEGAWA, Hiroshi KANAI. Measurement of Elastic Moduli of the Arterial Wall at Multiple Frequencies by Remote Actuation for Assessment of Viscoelasticity//Japanese Journal of Applied Physics. 2004. Vol. 43, No. 5B. 3197–3203. **4.** Savitskii N.N. Biophysical bases of blood circulation and clinical methods of studying hemodynamics. Leningrad: Medicine, 1974. 311. **5.** Mark E., et al Preoperative Sonographic Radial Artery Evaluation and Correlation With Subsequent Radiocephalic Fistula Outcome// J Ultrasound Med. 2004. No. 23. 161-168.

*Надійшла (received) 31.06.2014*

УДК 654.9:615.8

**Л. А. ПОСПЕЛОВ**, д-р техн. наук, НТУ «ХПИ»;  
**К. В. КОЛЕСНИК**, канд. техн. наук, НТУ «ХПИ»;

## **ПРИНЦИПЫ МОДЕРНИЗАЦИИ СИСТЕМЫ ЦИРКУЛЯЦИИ ХЛАДАГЕНТА В ЛОКАЛЬНОЙ ВЧ ГИПЕРТЕРМИИ**

В работе проведен анализ трёх принципиально различных систем циркуляции хладагента (СЦХ), предназначенных для обеспечения одной и той же задачи: охлаждения поверхности тела пациента в момент проведения лечебной гипертермической процедуры. Рассмотрены системы - фреоновая, криогенная и выполненная на основе использования элементов Пельтье. Выявлены сравнительные достоинства и недостатки каждой из них в указанном применении и предложен наиболее оптимальный вариант в виде комбинации двух последних. Проанализированы достоинства и недостатки одного из наиболее оптимальных его технических решений.

**Ключевые слова:** онкология, гипертермия, хладагент, фреон, криоагент, элемент Пельтье, болюс, алгоритм.

**Введение.** В современной онкологии установлено, что гипертермия является эффективным средством в сочетательном лечении раковых опухолей.

© Л. А. ПОСПЕЛОВ, К. В. КОЛЕСНИК, 2014