

## ДОСЛІДЖЕННЯ ЗАЛЕЖНОСТІ ЖОРСТКОСТІ АРТЕРІЇ ВІД ЇЇ ГЕОМЕТРИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ І ПУЛЬСОВОЇ СИЛИ

<sup>1</sup>Національний університет «Львівська політехніка»

*Проведено дослідження поліноміальної моделі механічного імпедансу ділянки променевої артерії. Побудовано функціональну залежність жорсткості судини від її довжини і діаметра. Показано вплив пульсового тиску пацієнта на жорсткість артерії.*

**Ключові слова:** пульсовий сигнал, жорсткість артерії, пульсова сила.

### Вступ

Одним з методів дослідження функціонального стану біологічного об'єкта є пульсова діагностика. Пульсова діагностика дозволяє проводити аналіз взаємодії організму з навколишнім середовищем і визначати наявність розладів і захворювань.

Пульсовий сигнал знімається в основному з таких ділянок людського тіла: променева артерія на зап'ястку, сонна артерія, скронева артерія, латеральна щиколоткова артерія. Основу апаратної частини комплексу складає давач реєстрації пульсової хвилі, яким здійснюється зчитування пульсів відповідно до канонів класичної пульсової діагностики. Загальновизнаними є позиції, розташовані вздовж дистальних відділів променевих артерій обох рук в точках Цон, Кан, Чаг (за тибетсько-монгольською медициною [1]). Аналіз пульсових сигналів виконують за різними рівнями натискання на відповідні зони.

Ділянка, на якій відбувається зчитування трьох сигналів, складає близько 3,9 см. Для оцінки можливості взаємного впливу сигналів, що реєструються, вкрай важливим є обґрунтований вибір геометричних розмірів давачів, а також оцінка довжини ділянки артерії, що формує сигнал на вході кожного перетворювача. Для цього використовується моделювання основних елементів біотехнічної системи реєстрації пульсових сигналів.

*Метою роботи* є оцінка впливу геометричних параметрів ділянки артерії і величини пульсового тиску на її пружні властивості.

### Методика досліджень

У загальному випадку механічні імпеданси елементів біотехнічної системи пульсометрії мають комплексний характер, однак у випадку моделювання процесу формування пікових значень пульсових сигналів, які визначаються низькочастотними складовими спектра, можна обмежитися пружними складовими імпедансів, на відміну від Voigt моделі, або відповідною жорсткістю (Н/м).

Первинним елементом біотехнічної системи реєстрації пульсових сигналів є ділянка артерії, пружні властивості якої описують низкою параметрів [2], а останнім — первинний перетворювач відповідного каналу. У випадку перетворювача механічних величин, вхідний сигнал, на відміну від об'ємних пульсових коливань ділянки артерії, має одновимірний характер. Внаслідок цього, об'ємні коливання ділянки артерії описано мовою еквівалентних плоских коливань за методикою [3].

### Результати досліджень

Для сфігмометрії механічний імпеданс може описуватись жорсткістю у вигляді полінома другого порядку

$$K_a = a_1 + a_2 F_{dd} + a_3 F_{dd}^2, \quad (1)$$

де  $a_1$ ,  $a_2$ ,  $a_3$  — коефіцієнти полінома;  $F_{dd}$  — значення сили, що відповідає діастолічному тиску крові в артерії обстежуваного,

$$F_{dd} = L \cdot d \cdot P_d, \quad (2)$$

де  $L, d$  — довжина ділянки та діаметр артерії [3].

Вихідними даними для побудови цієї моделі були експериментальні залежності, описані в роботі [4]. Як видно з рис. 1, дані представлені у вигляді залежності зміни об'єму артерії (відносно початкового) від трансмурального тиску. Побудову моделі здійснено для випадку коли судина має значну розтяжність (крива 1) і для судини особи похилого віку (крива 3), а також для деякої проміжної кривої 2, що на думку авторів відповідає випадку променевої артерії практично здорових людей.

Нижче на рис. 2 показано зміни систолічного і діастолічного діаметрів артерії за умови зростання сили, що розтягує артерію, і знайдені апроксимуючі залежності.

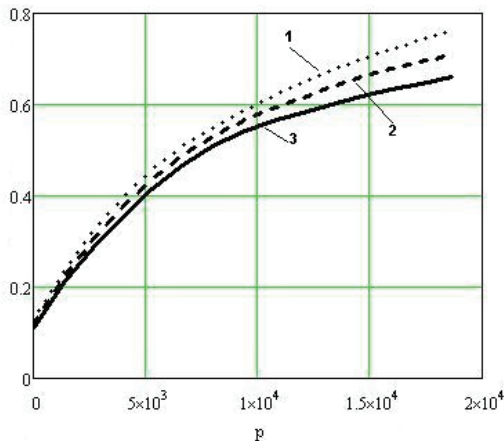


Рис. 1. Залежності відносної зміни об'єму артерії від трансмурального тиску

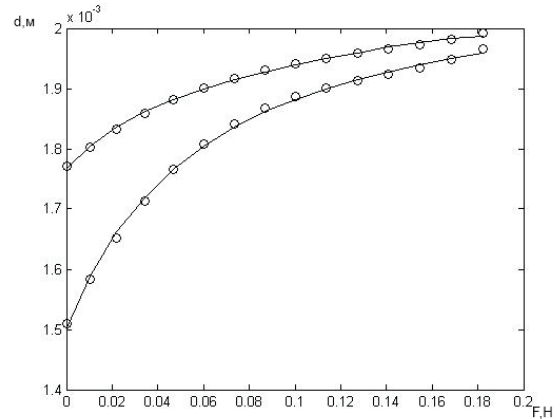


Рис. 2. Залежність діаметра систолічного і діастолічного діаметрів артерії від сили, що її розтягує

Модель реалізовано в середовищі Matlab. Результати моделювання залежності механічного імпедансу від сили притискання давача показані рис. 3, де суцільною лінією показані результати моделювання, а точками позначені експериментальні дані. Дані отримані для ділянки артерії довжиною 5 мм та пульсового тиску 40 ммHg.

Залежно від сили притискання перетворювача до зони реєстрації пульсового сигналу  $F_p$  значення жорсткості артерії змінюється таким чином:

$$K_a = a_1 + a_2(F_{dd} - \eta F_p) + a_3(F_{dd} - \eta F_p)^2, \quad (3)$$

де  $F' = F_{dd} - \eta F_p$ ,  $\eta$  — частка сили притискання перетворювача до тіла людини  $F_p$ , яка припадає на артерію та м'які тканини, що приймають участь у передачі пульсових коливань.

Наступним етапом роботи є знаходження функціональної залежності між жорсткістю, силою  $F'$  і геометричними характеристиками артерії, такими як діаметр і довжина ділянки. Для пошуку функціональної залежності обрано поліном, отриманий попередньо для кривої 2, який має вигляд

$$f(p) = 1520 \cdot p^2 + 1389 \cdot p + 4670. \quad (4)$$

Пошук залежностей відбувався підбором вигляду нелінійної регресійної моделі і пошуком відповідних її коефіцієнтів за допомогою вбудованих функцій Matlab. Одною зі змінних виступає сила  $F'$ , а другою — змінна, що описує певну геометричну характеристику променевої артерії. У результаті проведення моделювання виявлено, що моделі мають вигляд:

$$(x_1, x_2) = A \cdot x_1^2 + B \cdot x_2^2 + C \cdot x_1 + D \cdot x_2 + E. \quad (5)$$

Діапазон змін значень довжини ділянки  $L$  складає від 5 до 20 мм, орієнтуючись на діаметр пелота перетворювачів та довжину ділянки реєстрації пульсових сигналів за канонами східної меди-

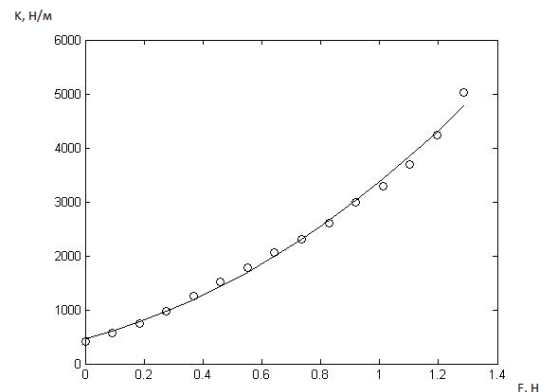


Рис. 3. Залежність механічного імпедансу ділянки артерії від сили, що її розтягує

цини, а значення діаметра  $d$  змінювались в межах 2...4 мм. Вибір значень, які може приймати діаметр артерії, здійснено за результатами робіт [5, 6]. Діапазон зміни сили  $F'$  обмежений значенням, що відповідає діастолічному тиску крові в артерії людини. На рис. 4, 5 показані графіки, побудовані згідно зі знайденими регресійними моделями, на які нанесені результати моделювання, отримані на попередньому етапі.

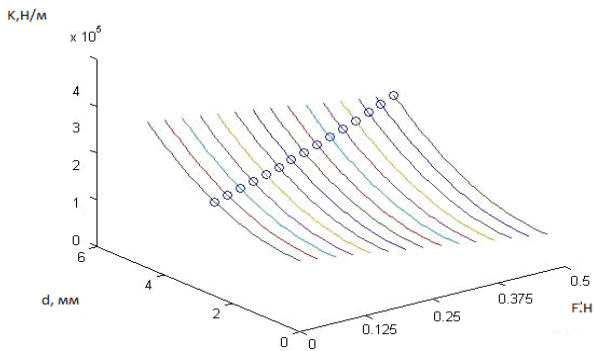


Рис. 4. Залежність жорсткості променевої артерії від її діаметра

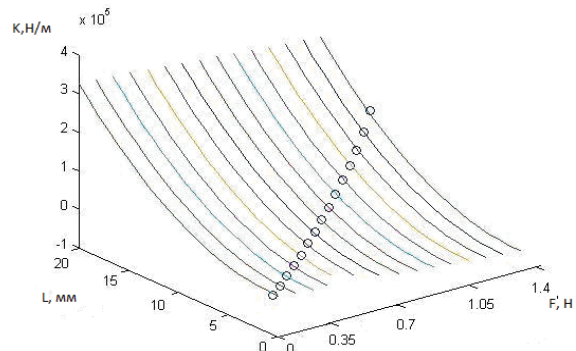


Рис. 5. Залежність жорсткості променевої артерії від довжини ділянки

Також отримано та досліджено функціональну залежність жорсткості променевої артерії від сили  $F_{pul}$ , що визначається пульсовими коливаннями тиску крові в артерії, і сили  $F'$ . Пульсовий тиск змінювався в межах 25...55 ммHg, оскільки в звичайних умовах проведення експерименту (коли пацієнт знаходиться у стані спокою) значення з іншого діапазону є малоймовірними [1]. Значення діастолічного тиску коливалися в межах 70...90 ммHg, а систолічного — від 90 до 145 ммHg. Довжина ділянки артерії становила 6 мм, а частка сили притискування — 0,1. На рис. 6 показано тривимірне зображення графіку отриманої функціональної залежності жорсткості артерії від пульсової сили  $F_{pul}$  і сили  $F'$ . Точками нанесені дані, отримані в результаті експерименту для пацієнта із систолічним тиском 125 ммHg і діастолічним 85 ммHg.

На рис. 7 показані залежності жорсткості артерії від сили  $F_{pul}$  для сили притискування 0,5 Н (суцільна лінія) і 1 Н (пунктирна лінія).

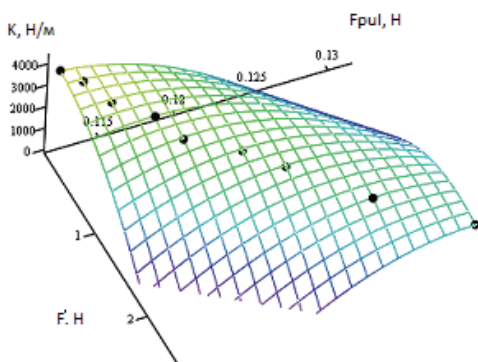


Рис. 6. Результат відображення залежності жорсткості променевої артерії від пульсової сили і сили  $F'$

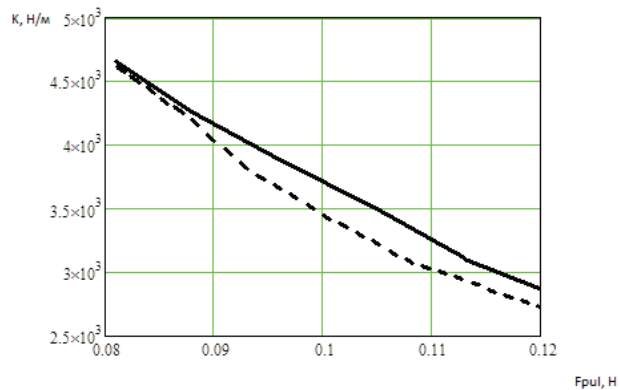


Рис. 7. Залежність жорсткості артерії від пульсової сили

Результати досліджень показали, що всі отримані моделі мають поліноміальний характер.

### Висновки

Результати моделювання свідчать про наявність поліноміальної залежності між жорсткістю променевої артерії, її геометричними параметрами і силою притискування перетворювача до поверхні зони реєстрації.

Можна зробити попередній висновок про те, що вибір початкових значень діаметра артерії і довжини зони реєстрації необхідно здійснювати для набору експериментальних даних кожного конкретного пацієнта.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Практическое руководство по восточной пульсовой диагностике / В. Н. Леник. — Бровары : ЗАТ «Броварська друкарня», 2000. — 147 с.
2. Mackenzie I. S. Assessment of arterial stiffness in clinical practice / I. S. Mackenzie, I. B. Wilkinson and J. R. Cockcroft // Q J Med 2002; 95:67—74.
3. Сторчун Є. Моделювання механічного імпедансу ділянки артерії / Сторчун Є., Климук А // Вісник НУ «Львівська політехніка»: серія «Радіоелектроніка та телекомунікації». — 2012. — № 738. — С. 270—274.
4. Савицкий Н. Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики / Н. Н. Савицкий. — Л. : Медицина, Ленингр. отд., 1974. — 311 с.
5. Naoyuki Yokoyam, Satoshi Takeshita, Masahiko Ochiai, Yutaka Koyama, Satoshi Hoshino, Takaaki Isshiki, I, and Tomohide Sato, I Anatomic Variations of the Radial Artery in Patients Undergoing Transradial Coronary Intervention [Електронний ресурс]. — Режим доступу : <http://www.cathlabtech.com/documents/pp/Anatomic%20Variations.pdf>.
6. Mark E. Lockhart, Michelle L. Robbin, Michael Allon Preoperative Sonographic Radial Artery Evaluation and Correlation With Subsequent Radiocephalic Fistula Outcome [Електронний ресурс]. — Режим доступу : <http://www.jultrasoundmed.org/content/23/2/161.full.pdf>

Рекомендована кафедрою загальної фізики і фотоніки ВНТУ

Стаття надійшла до редакції 15.04.2014

**Сторчун Євген Володимирович** — д-р техн. наук, професор, професор кафедри електронних засобів інформаційно-комп'ютерних технологій;

**Яковенко Євгенія Ігорівна** — канд. техн. наук, доцент кафедри електронних засобів інформаційно-комп'ютерних технологій, e-mail: yakovenko@polynet.lviv.ua.

Національний університет «Львівська політехніка», Львів

**Ye. V. Storchun**<sup>1</sup>  
**Ye. I. Yakovenko**<sup>1</sup>

## Investigation of dependency of artery stiffness from its geometry and pulse strength

<sup>1</sup>National University «Lviv Polytechnic»

*The model of polynomial models of the mechanical impedance for various types of the blood vessels was carried out in the presented work. Non-linear regression models describing the radial artery stiffness dependency from its diameter, the length of the pulse signal reception area and contact pressure of recorder were elaborated. Functional relation between the stiffness, pulse strength and sensor pressing force and its features was analyzed.*

**Keywords:** pulse signal, artery stiffness, pulse strength.

**Storchun Yevhen V.** — Dr. Sc. (Eng.), Professor, Professor of the Chair of Electronics and Computer Technologies;

**Yakovenko Yevgenia I.** — Cand. Sc. (Eng.), Assistant Professor of the Chair of Electronics and Computer Technologies, e-mail: yakovenko@polynet.lviv.ua

**Е. В. Сторчун**<sup>1</sup>  
**Е. И. Яковенко**<sup>1</sup>

## Исследование зависимости жесткости артерии от ее геометрических параметров и пульсовой силы

<sup>1</sup>Национальный университет «Львовская политехника»

*Осуществлено построение полиномиальных моделей механического импеданса сосудов разного типа. Созданы нелинейные регрессионные модели зависимости жесткости лучевой артерии от ее диаметра, длины зоны регистрации пульсового сигнала и силы прижима регистратора. Построена функция зависимости жесткости артерии от силы прижима преобразователя к поверхности зоны регистрации и пульсовой силы, проанализированы ее особенности*

**Ключевые слова:** пульсовой сигнал, жесткость артерии, пульсовая сила.

**Сторчун Евгений Владимирович** — д-р техн. наук, професор, професор кафедри електронних засобів інформаційно-комп'ютерних технологій;

**Яковенко Евгения Игоревна** — канд. техн. наук, доцент кафедри електронних засобів інформаційно-комп'ютерних технологій, e-mail: yakovenko@polynet.lviv.ua.