



**Є. І. Яковенко**

Національний університет "Львівська політехніка", м. Львів, Україна

## МОДЕЛЮВАННЯ ЖОРСТКОСТІ АРТЕРІЇ З УРАХУВАННЯМ ЗМІНИ ФОРМИ ЇЇ ПЕРЕРІЗУ

Одним з методів дослідження функціонального стану біологічного об'єкта є пульсова діагностика. Пульсова діагностика дає змогу проводити аналіз взаємодії організму з навколишнім середовищем і визначити наявність розладів і захворювань. Згідно з канонами східної діагностики, зчитування відбувається з трьох точок ділянки променевої артерії. Для оцінювання 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. Побудовано математичну модель жорсткості променевої артерії з урахуванням зміни форми її перерізу під дією трансмурального і пульсового тиску. Прийнято, що під дією сили притискання давача артерія деформується і набуває еліптичної форми. При цьому вважали, що довжина еліпса є рівною довжині кола артерії при діастолі. Досліджено зміни механічного імпедансу залежно від ступеня деформації перерізу. Показано також вплив величини і напрямку сили притискання реєстратора на жорсткість променевої артерії. Наведені результати дають змогу визначити гранично допустимі значення сил притискання давача і показують, що у разі значних сил притискання перетворювача починається деформація артерії, і використання моделі для розрахунку жорсткості артерії у вигляді поліному другої степені є некоректним.

**Ключові слова:** моделювання; пульсовий сигнал; артерія; жорсткість.

**Вступ.** Останніми роками в діагностичній практиці дедалі частіше стали з'являтися нові методи і методики, програмно-апаратні комплекси, які об'єднують в собі ідеї східної медицини і досягнення західних технологій.

Одним з найдавніших методів визначення хворобливих станів є пульсова діагностика. З діагностичною метою можливе обстеження різних ділянок артерій, але найбільший розвиток має пульсова діагностика радіальних артерій променезап'ясткових суглобів.

Метод пульсової діагностики широко універсальний, він дає змогу оцінити будь-яку функцію організму, прогнозувати розвиток захворювання у разі невтручання або лікування тим чи іншим способом.

Дослідження механічних властивостей артерій – пружності, розтяжності, межі міцності – набуває останнім часом не тільки теоретичного, але і клініко-прикладного значення, оскільки дає змогу здійснити ранню діагностику атеросклерозу, артеріальної гіпертензії, оцінити "відносний (біологічний) вік" кровоносних судин, серцево-судинного ризику, динаміки захворювання та ефекту лікарської терапії.

**Виклад основного матеріалу.** Клінічну оцінку еластичних властивостей судинної стінки проводять зазвичай на великих артеріях еластичного і м'язово-еластичного типу. Зокрема, досліджують стінки аорти, загальних сонних стегнових і променевих артерій (Garkavi, et al., 2013).

Сфігмометрія – це графічний метод дослідження механічних коливань артеріальної стінки, що виникають під час проходження пульсової хвилі. Сфігмограму

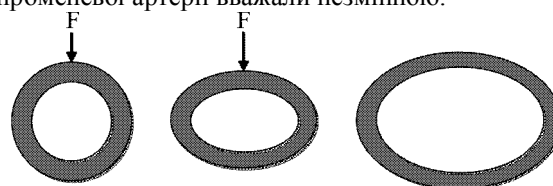
можна отримати, накладаючи давач безпосередньо на місце, де прощупується пульсуєча судина (Miljagin, & Komissarov, n.d.). Оскільки частотний спектр сигналу в цьому випадку становить (0,5-40 Гц), механічний імпеданс біологічних структур визначається пружними властивостями середовища і може характеризуватися жорсткістю  $K$ . У роботі (Storchun, & Klymukh, 2012), для якісної оцінки, пружні властивості стінки артерії моделювали жорсткістю  $K$  у вигляді такої залежності:

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

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 (Storchun, & Klymukh, 2012). Попередньо в роботах форму перерізу променевої артерії вважали незмінною.



**Рис. 1.** Зміна форми перерізу артерії під дією трансмурального і пульсового тиску

У цій роботі було прийнято, що під дією сили притискання давача артерія деформується і набуває еліптичної форми. При цьому вважали, що довжина еліпса є рівною довжині кола артерії при діастолі. Рис. 1 відоб-

### Інформація про автора:

**Яковенко Євгенія Ігорівна**, канд. техн. наук, доцент кафедри електронних засобів інформаційно-комп'ютерних технологій.

Email: yakovenko@polynet.lviv.ua

**Цитування за ДСТУ:** Яковенко Є. І. Моделювання жорсткості артерії з урахуванням зміни форми її перерізу. Науковий вісник НЛТУ України. 2017. Вип. 27(6). С. 182–184.

**Citation APA:** Yakovenko, E. I. (2017). Modelling of Artery's Stiffness Taking into Account Changes in Cross Section. *Scientific Bulletin of UNFU*, 27(6), 182–184. <https://doi.org/10.15421/40270637>

ражає етапи зміни перерізу артерії. Спочатку переріз набуває форми еліпса, ексцентриситет якого залежить від сили притискання реєстратора до поверхні тіла. Далі площа перерізу поступово збільшується внаслідок дії пульсового тиску.

Характеристика  $\Delta r$  відображає об'ємні зміни розмірів ділянки артерії, а перетворювач реагує на переміщення стінки артерії в напрямку до поверхні тіла в зоні реєстрації. Тому потрібно визначити еквівалентне переміщення стінки артерії в цьому напрямку. У випадку колової форми перерізу (рис. 2,а) переміщення різних ділянок стінки артерії до поверхні тіла становить

$$x = \Delta r \cdot \cos \varphi.$$

Для еліптичної форми переміщення стінки артерії в напрямку до поверхні тіла обчислюється з допомогою похідної в точці поверхні артерії (рис. 2, б).

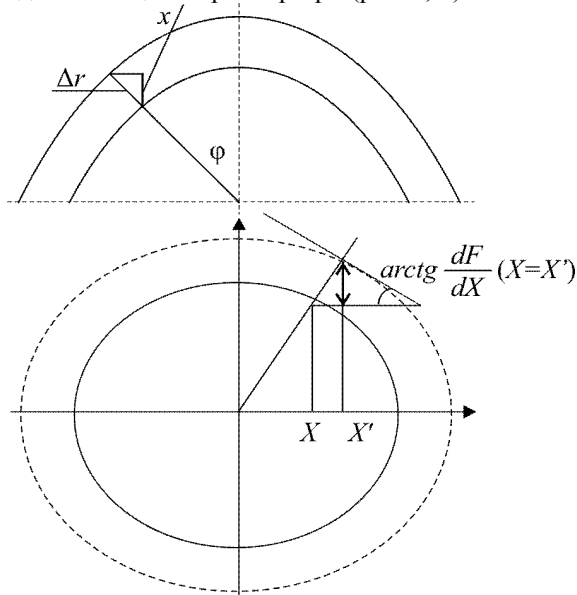


Рис. 2. Еквівалентне переміщення стінки артерії

На графіку (рис. 3) наведено результати порівняння переміщення стінки артерії круглого (суцільна лінія) та еліптичного (точки) перерізів.

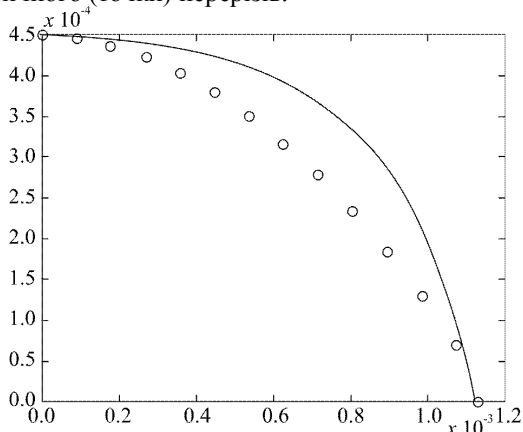


Рис. 3. Переміщення кожної точки поверхні артерії в напрямку до поверхні

Далі здійснено розрахунки жорсткості променевої артерії згідно з моделлю, отриманою для кривої (Savickij, 1974) (рис. 4).

Розрахунок виконано для ділянки артерії довжиною 5 мм і значення пульсового тиску 40 ммHg. Результати моделювання представлено на рис. 5. Суцільна лінія відповідає випадку артерії круглого перерізу, штрих-пунктирна – еліптичного перерізу з ексцентриситетом 0,05.

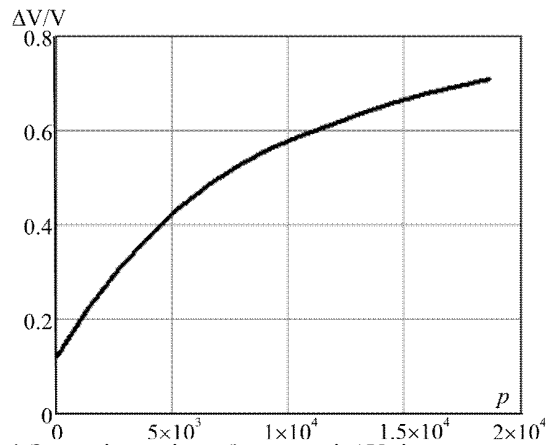


Рис. 4. Залежність зміни об'єму артерії  $\Delta V$  відносно початкового об'єму  $V_0$  від трансмурального тиску

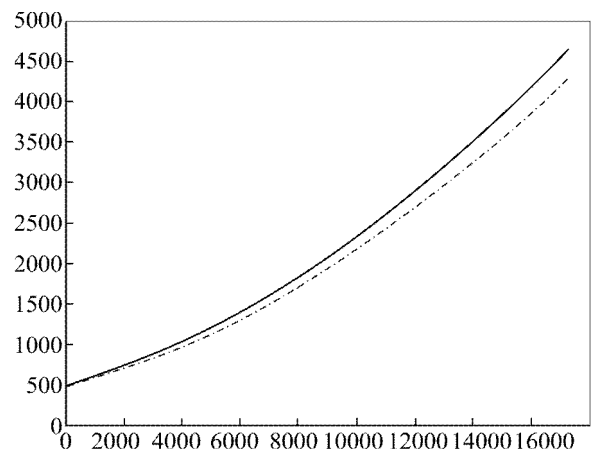


Рис. 5. Залежність жорсткості судини від трансмурального тиску

Далі досліджено вплив величини і напрямку сили притискання реєстратора на жорсткість променевої артерії. Було прийнято, що залежно від сили притискання, що змінюється в діапазоні (0...3) Н ексцентриситет може приймати значення від 0,0 до 0,6. Обчислення жорсткості проводили для випадків, коли реєстратор притискав артерію зверху (рис. 6) і збоку (рис. 7).

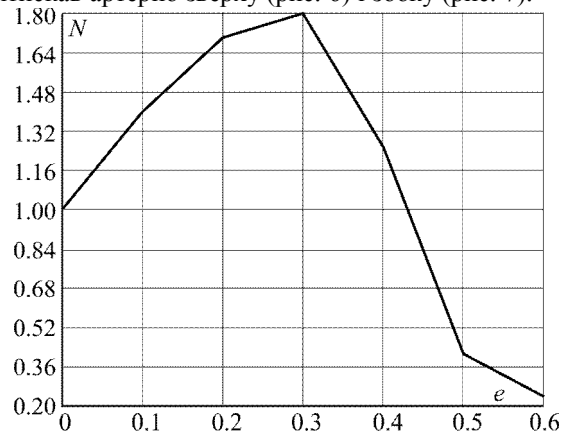


Рис. 6. Відношення жорсткості еліптичної та круглої артерії за умови вертикального притискання реєстратора

На графіках рис. 6 і 7 наведено залежність відношення жорсткості судин еліптичної і круглої форми перерізу залежно від ексцентриситету еліпса. З графіків видно, що для значень ексцентриситету більше 0,3 для випадку вертикального притискання та 0,2 для горизонтального, що відповідає силі притискання перетворювача (2,0-2,5) Н жорсткість судин зменшується. З цього можна зробити висновок, що у випадку значних сил притискання перетворювача починається деформація

артерії і використання моделі для розрахунку жорсткості артерії у вигляді поліному 2 степені є некоректним.

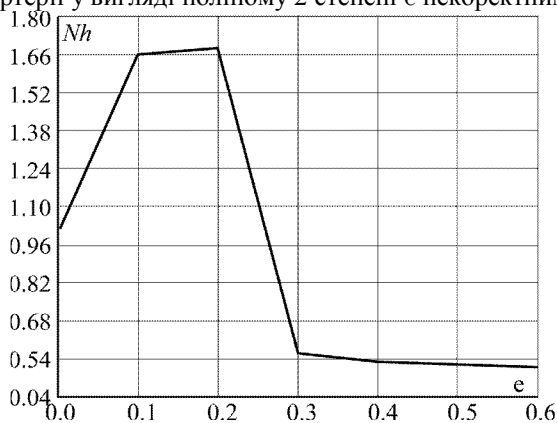


Рис. 7. Відношення жорсткості еліптичної і круглої артерії за умови бічного притискування реєстратора

**Висновки.** Отже, проведено дослідження впливу форми перерізу променевої артерії на її жорсткість. Показано, що за порівняно малих значень сили притискування перетворювача переріз набуває еліптичної форми зі значенням ексцентриситету (0,01-0,2). У цьому діапазоні значень ексцентриситету жорсткість судини поступово зростає. Після перевищення силою притискування пев-

ного критичного значення, обчислене згідно з моделлю значення жорсткості починає різко зменшуватись. Це свідчить про зміни пружних властивостей артерії. Тому для опису процесу формування пульсового сигналу під дією сили притискування більше (2,0-2,5) Н залежно від зони розроблена в роботах математична модель не може бути застосована.

### Перелік використаних джерел

- Garkavi, L. Kh., Mihajlov, N. Yu., Tolmachev, G. N., Shihlarova, A. I., & Vereskunova, E. P. (2013). Programno-apparatnyj kompleks pulsovoj diagnostiki opredlenija tipa adaptacionnoj reakcii. Retrieved from: <http://zhurnal.ape.relam.ru/articles/2003/193.pdf>. [in Russian].
- Miljagin, V. A., & Komissarov, V. B. (n.d.). Sovremennye metody opredelenija zhestkosti sosudov. Retrieved from: <http://www.vasotens.ru/articles2.php>. [in Russian].
- Savickij, N. N. (1974). Biofizicheskie osnovy krovoobrashhenija i klinicheskie metody izuchenija gemodinamiki. Leningrad: Medicina, Leningr. otd-nie, 311 p. [in Russian].
- Storchun, Ye., & Klymukh, A. (2012). Modeliuvannia mekhanichnoho impedansu dilianky arterii. *Visnyk NU "Lvivska politekhnika". Seriya: Radioelektronika ta telekomunikatsii*, 738, 270–274. [in Ukrainian].

**Е. И. Яковенко**

*Национальный университет "Львовская политехника", г. Львов, Украина*

## МОДЕЛИРОВАНИЕ ЖЕСТКОСТИ АРТЕРИИ С УЧЕТОМ ИЗМЕНЕНИЯ ФОРМЫ ЕЕ СЕЧЕНИЯ

Одним из методов исследования функционального состояния биологического объекта является пульсовая диагностика. Пульсовая диагностика позволяет проводить анализ взаимодействия организма с окружающей средой и определять наличие расстройств и заболеваний. Согласно канонам восточной диагностики, считывание происходит с трех точек участка лучевой артерии. Для оценки возможности взаимного влияния регистрируемых сигналов крайне важным является обоснованный выбор геометрических размеров датчиков, а также оценка длины участка артерии, формирующего сигнал на входе каждого преобразователя. Построена математическая модель жесткости лучевой артерии с учетом изменения формы ее сечения под действием трансмурального и пульсового давления. Принято, что под действием силы прижима датчика артерия деформируется и приобретает эллиптическую форму. При этом считалось, что длина эллипса является равной длине окружности артерии при диастоле. Исследованы изменения механического импеданса в зависимости от степени деформации сечения. Показано также влияние величины и направления силы прижима регистратора на жесткость лучевой артерии. Приведенные результаты позволяют определить предельно допустимые значения сил прижатия датчика и показывают, что в случае значительных сил прижима преобразователя начинается деформация артерии, и использование модели для расчета жесткости артерии в виде полинома второй степени является некорректным.

**Ключевые слова:** моделирование; пульсовое сигнал; артерия; жесткость.

**E. I. Yakovenko**

*Lviv Polytechnic National University, Lviv, Ukraine*

## MODELLING OF ARTERY'S STIFFNESS TAKING INTO ACCOUNT CHANGES IN CROSS SECTION

In last time new methods and hardware-software system, which combine eastern medicine traditions and western technologies are commonly used in diagnostic practice. Pulse diagnostics is one of the ancient methods for disease state identification. For diagnostic purposes different kind of arteries zones can be observed, but most popular is pulse diagnostics of wrist joints radial arteries. It is based on recording of signal from three zones, lied closely along the radial arteries of left and right hands. For the purpose of pulse diagnostics special kinds of sensing devices are used. Preliminary model with schema included acoustic impedances of artery part, soft tissues of registration zone and sensing device was proposed. In this model was assumed, that sensor occlusion force distributed between the model elements and other object structures is constant. Acoustic impedances of artery part and soft tissues were modeled by elastic component taking into consideration pulse signals spectrum. In this paper, a mathematical model of the radial artery stiffness taking into account changes in the shape of its cross section under the influence of transmural pressure and pulse was designed. It was considered that under the sensor pressing force the artery deforms and becomes elliptical. It was assumed that the length of the ellipse is equal to the artery circumference in diastole. Arterial wall stiffness was simulated by polynomial of second order. The initial data for the model were diastolic and pulse pressure of patient and artery diameter and length. To find the polynomial coefficients the curve showing dependency between the tensile strength and the relative change of artery volume was used. Equivalent moving of the elliptical arterial wall toward the body surface is obtained using the derivation, calculated at each point of artery surface. Influence of the magnitude and direction of sensor pressing force on the stiffness of radial artery was investigated. Stiffness calculations were performed for artery, pressed by sensor from vertical and lateral side. Results, obtained for vascular with circular and elliptical cross section, were compared. Possible range of pressing forces for sensor, registering pulse oscillation, which allows correct using of a mathematical model of artery stiffness as a polynomial of the second order, was defined.

**Keywords:** modelling; pulse signal; artery; stiffness.