

1. Долецкий С.Я., Драбкин Р.Л., Ленюшкин А.И. *Высокочастотная электрохирургия*. – М.: Медицина, 1980. – 199 с. 2. Брюсов П.Г., Кудрявцев Б.П. *Плазменная хирургия*. – М., 1995. – 118 с. 3. Савицкая И.М., Фурманов Ю.А., Гейленко О.А., Терехов Г.В. *Особенности регенерации тканей при использовании высокотемпературных методов их соединения* // *Клінічна хірургія*. – 2007. – № 12. – С. 53–54. 4. Плетнев С.Д. *Лазеры в клинической медицине: руководство для врачей*. – М., 1981. – С. 398. 5. *High-intensive light sources in programmed control technologies of thermal plastic materials* / Alexander Kozhukhar, Myron Kostiv, Olena Tkachenko // *XIV Miedzynarod. Szkoly Komputerowego wspomaganja projektowanja, wytwarzania i eksploatacji (Jurata. 09-13 maja 2011): Materialy konferencyjne*. – Warszawa: Wojskowa Akademia Techniczna, 2011. – Т. 2. – Р. 493–500.

УДК: 615:47

Є. Сторчун, А. Климух

Національний університет “Львівська політехніка,
Інститут телекомунікацій, радіоелектроніки та електронної техніки

МОДЕЛЮВАННЯ МЕХАНІЧНОГО ІМПЕДАНСУ ДІЛЯНКИ АРТЕРІЇ

© Сторчун Є., Климух А., 2012

Подано результати моделювання пружних властивостей ділянки артерії людини.

Ключові слова: медична діагностика, пульсова діагностика, пружні властивості ділянки артерії.

In this work results of artery’s part mechanical impedance simulation are presented.

Key words: medical diagnostics, pulse diagnostics, artery’s part mechanical impedance.

Вступ. Діагностування функціонального стану біологічних об’єктів, які відрізняє складність зв’язків та багатовимірність станів, стає значно ефективнішим за умови синхронної реєстрації та аналізу біофізичних сигналів. Серед останніх важливе місце займають пульсові коливання артеріального тиску крові, на які орієнтована пульсова діагностика. Увага до методів пульсової діагностики пояснюється належністю серцево-судинної системи до основних регулювальних систем організму людини, що сформувалися еволюційно.

Метод синхронної сфігмометрії ґрунтується на реєстрації сигналів трьох зон променевих артерій (лівої і правої руки), які щільно розташовані вздовж ділянок завдовжки ~ 3,9 см [1]. Для цього застосовують пристрої, які складаються, зокрема, з трьох первинних перетворювачів. Явище взаємного впливу каналів через спільні елементи конструкції пристроїв досліджено в роботі [2], де обґрунтовано структуру, що його мінімізує [3].

Однак, враховуючи поверхневе положення променевих артерій та щільність розташування перетворювачів, існує невизначеність в оцінках можливого взаємного впливу сигналів сусідніх зон через біологічні структури організму людини. Аналіз цієї проблеми передбачає моделювання елементів біотехнічної системи реєстрації пульсових сигналів.

Метою роботи було моделювання механічного імпедансу ділянки артерії як джерела сигналу.

Вихідні дані до моделювання та результати досліджень. У загальному випадку механічний (акустичний) імпеданс біологічних структур має комплексний характер, однак у випадку сфігмометрії (частотний спектр сигналів (0,5–40) Гц) він визначається пружними властивостями середовища і може характеризуватися жорсткістю K . У роботі [4], з метою якісної оцінки, пружні властивості стінки артерії моделювалися жорсткістю K у вигляді залежності :

$$K = a + b \cdot P_d^2, \quad (1)$$

де a, b – константи, P_d^2 – розмір діастолічного тиску крові в артерії. Зовнішній тиск на артерію P_e , що створюється технічним інструментарієм у процесі реєстрації сигналів, змінює жорсткість її стінки згідно з формулою:

$$K = a + b \cdot (P_d - P_e)^2. \quad (2)$$

Остання залежність має стаціонарну точку $P_d = P_e$, яка відповідає мінімуму жорсткості K , отже, максимуму розміру зареєстрованого пульсового сигналу. Це якісно узгоджується з відомими числовими результатами дослідження залежності пульсового сигналу від притискання перетворювача до зони реєстрації (рис.1). Однак розглянута модель не узгоджується з відомим експериментальним результатом – досягнення максимуму пульсового сигналу за умови тиску на артерію, що дорівнює середньому динамічному тиску крові в ній.

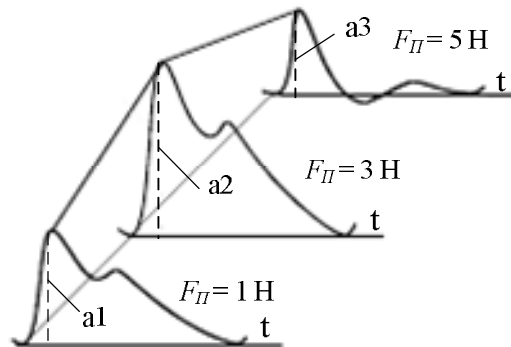


Рис. 1. Залежність розміру пульсового сигналу від сили притискання F_{II} перетворювача до зони реєстрації [6]. $a1$ - $a3$ – пікові значення пульсового сигналу

Ця обставина свідчить про необхідність подальшого розвитку моделі пружних властивостей ділянки артерії, яка відіграє роль джерела сигналу в сфігмометрії.

Пульсові зміни радіуса артерії Δr відображають об'ємні зміни розмірів ділянки артерії, а перетворювач реагує на переміщення стінки артерії в напрямку до поверхні тіла в зоні реєстрації. Тому необхідно визначити еквівалентне переміщення стінки артерії в названому напрямку. Переміщення різних ділянок стінки артерії до поверхні тіла становить $x = \Delta r \cdot \cos \varphi$ (рис. 2).

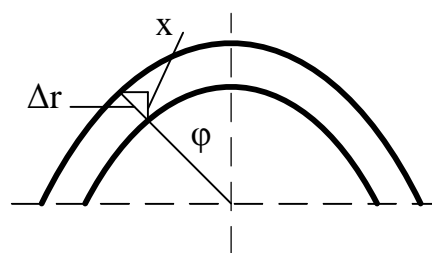


Рис. 2. Ілюстрація зв'язку між радіальним та пошнєвим переміщенням ділянки стінки артерії

Усереднення за кутом φ дає оцінку еквівалентного переміщення стінки артерії в напрямку до поверхні тіла x_p , яке становить $x_p = r \cdot \Delta V / \pi \cdot V$. Величина сили дії F_p пульсових коливань тиску крові в артерії, яка викликала переміщення стінки артерії x_p , визначається також усередненням складової в напрямку поверхні тіла:

$$F_p = 2 \cdot r \cdot l \cdot \Delta P, \quad (3)$$

де ΔP – пульсові коливання тиску крові.

Поршнева жорсткість K_p ділянки артерії становитиме:

$$K_p = \frac{F_p}{x_p} = 2 \cdot p \cdot l \cdot \frac{\Delta P}{\Delta V / V} \quad (4)$$

Необхідно зауважити, що у виразі (4) об'єм ділянки артерії V відповідає діастолічному значенню тиску крові, а ΔP , ΔV – пульсовій зміні відповідних величин.

Для визначення K_p скористаємося усередненими експериментальними даними щодо пружного опору артерій [5]. Ці дані подано у вигляді залежності зміни об'єму артерії (відносно початкового об'єму) від трансмурального тиску, тому, беручи до уваги цю обставину, величину K_p визначали за співвідношеннями:

$$K_p = 2 \cdot p \cdot l \cdot \frac{\Delta P}{D},$$

$$D = \frac{a_2 - a_1}{1 + a_1},$$

$$a_1 = \frac{V_d - V_0}{V_0}, \quad a_2 = \frac{V_s - V_0}{V_0}, \quad (5)$$

де V_0 , V_d , V_s – об'єми ділянки артерії, що відповідають значенням початкового, діастолічного та систолічного тиску крові в артерії, відповідно.

Для проведення розрахунків експериментальні результати [5] апроксимували поліномом 2-го порядку виду:

$$\Delta V / V_0 = f(P), \quad (6)$$

де P – значення трансмурального тиску. Результати розрахунків K_p апроксимували функціями:

$$K_p = a + b \cdot P_d^2 \quad (7a)$$

та

$$K_p = a + b_1 \cdot P_d + d \cdot P_d^2 \quad (7b)$$

де a, b, a_1, b_1, d – константи, P_d – значення діастолічного тиску крові в артерії.

Залежності (7a), (7b) «прив'язано» до значень діастолічного P_d значення тиску крові в артерії, що зумовлено динамікою пульсового тиску.

За наявності зовнішнього тиску P_e на артерію жорсткість її ділянки, за умови апроксимації поліномом другого порядку, становитиме

$$K = a + b \cdot (P_d - P_e)^2 \quad (8a)$$

та

$$K = a + b_1 \cdot (P_d - P_e) + d \cdot (P_d - P_e)^2. \quad (8b)$$

Залежність (8b) має стаціонарну точку, яка відповідає мінімуму

$$P_e = P_d + \frac{b_1}{2 \cdot d}. \quad (9)$$

З метою оцінки ступеня відповідності одержаних результатів моделювання експериментальним даним було обчислено середньоквадратичні відхилення, які становили 176 Н/м для моделі, описаної поліномом (7a) з роботи [4] і 97 Н/м – для функції (7b). Порівняння отриманих значень середньоквадратичних відхилень показало, що модель у вигляді повного полінома (7b) дає точніше наближення до експериментальних результатів, наведених в [5], що визначило його вибір для подальшого аналізу. Поряд з тим зазначимо, що точніший опис експериментальних результатів залежністю (7a) для трансмурального тиску крові, наближеного до його систолічного значення.

Проведені модельні дослідження показали недоцільність використання поліномів вищого порядку, ніж третій, оскільки підвищення степеня полінома не впливає істотно на точність результату.

На рис. 3 подано отримані результати досліджень для ділянки артерії довжиною 10^{-1} м та значення пульсового тиску крові в артерії 40 ммHg (5320 Па). Суцільній лінії на графіку відповідають результати апроксимації поліномом (7а), а пунктирній – поліномом (7б). Точками позначено експериментальні результати роботи [5].

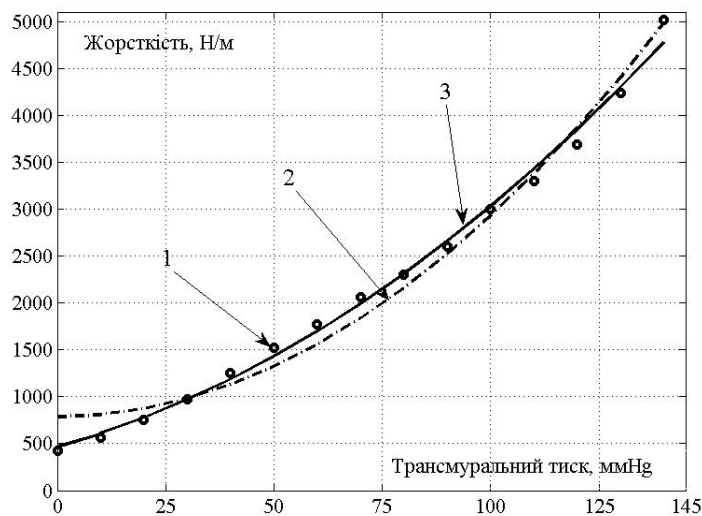


Рис. 3. Експериментальні результати та їх апроксимації залежностями $K_p = K_p(P_d)$

Використання апроксимуючих поліномів вищого порядку приведе до істотного ускладнення моделі біотехнічної системи формування пульсових сигналів на поверхні тіла людини і обмежить можливість її експериментальної перевірки, зважаючи на методичні та інструментальні похибки вимірювань.

Висновки. Результати проведених досліджень показують недостатню розвиненість відомої моделі механічного імпедансу ділянки артерії [4]. Прийняте в роботі обмеження опису механічного імпедансу ділянки артерії пружною складовою обґрунтовано частотним спектром пульсового сигналу. Апроксимація жорсткості ділянки артерії поліномом другого порядку якісно узгоджується з відомими результатами щодо співвідношення середнього, систолічного та діастолічного значень тиску крові в артерії, однак числові оцінки виявляються дещо заниженими порівняно з емпіричними співвідношеннями Венцлера – Богера і Хікема. Відмінність результатів пояснюється, зокрема, тим, що названі емпіричні співвідношення отримано *in vivo*, а дані [5] – *in vitro*, окрім того, прийнятим у роботі лінійним наближенням для розрахунку K_p .

Подальше дослідження передбачає розроблення моделі біотехнічної системи формування пульсових коливань у зонах їх реєстрації, експериментальна перевірка якої дасть змогу зняти невизначеність щодо зазначених розбіжностей.

1. Леник В.Н. *Практическое руководство по восточной пульсовой диагностике*. – Бровары: ЗАТ «Броварська друкарня», 2000. – 147 с. 2. Сторчун Ю.Є. *Моделювання елементів біотехнічної системи багатоканальної пульсометрії та розроблення пристрою формування пульсових сигналів*: дис... канд. техн. наук: 05.11.17. – Львів, 2005. – 170 с. 3. Пат. 46316 А Україна, МКВ А61В/02. *Пристрій формування пульсових сигналів* / Ю.Є. Сторчун, Б.А. Мандзій, Є.В. Сторчун (Україна), Бороноев В.В. (Росія); *Нац. ун-т «Львівська політехніка»*. – № 2001064224; заявл. 19.06.2001; опубл. 15.05.2002. – Бюл. №5. – 4 с. 4. Сторчун Є.В. *Біотехнічні системи механокардіометрії та кардіотокометрії: технічні засоби формування сигналів*: дис... д-ра техн. наук: 05.11.17. – Львів, 1999. – 308 с. 5. Савицкий Н.Н. *Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики*. – Л.: Медицина, Ленингр. отд-ние, 1974. – 311 с. 6. Смердов А.А., Сторчун Є.В. *Біомедичні вимірювальні перетворювачі: навч. посіб.* – Львів: Кальварія, 1997. – 112 с.