

ДИНАМІКА ФОРМУВАННЯ ПУЛЬСОВИХ СИГНАЛІВ ДИСТАЛЬНИХ ВІДДІЛІВ ПРОМЕНЕВИХ АРТЕРІЙ

© Сторчун Є., Климук А., 2013.

Ye. Storchun, A. Klymukh
Lviv Polytechnic National University

DYNAMICS OF PULSE SIGNAL FORMING FROM DISTAL ZONES OF RADIAL ARTERIES

© Storchun Ye., Klymukh A., 2013.

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 work modeling and experimental results of pulse signal forming by distal zone of radial artery depending on sensor occlusion force were presented.

Artery stiffness was defined from the curve showing dependency between the transmural pressure and the relative change of artery volume. Stiffness evaluation results were approximated by second order polynom relative to force conformed to diastolic pressure of patient. Experimental verification of new model for vessels with small tensibility was carried out. Data were obtained for artery zone length 5 mm and pulse pressure mmHg. Artery stiffness polynomial model took into consideration fraction of occlusion force fitted the artery and soft tissues .Initial data for modeling were diastolic and pulse pressure of patient, artery diameter and length, and coefficient defining the increment of soft tissues impedance component depending on occlusive force.

All dependencies were evaluated for each patient in dependency of arterial blood pressure, artery diameter and elastic response. During the simulation study artery diameter was changed in range (1,9 – 3,8) mm in compliance with measuring results obtained by another authors. Length of artery registration zone was changed until the matching of computation and experimental results. Experiment was done using the device with piezoelectric and tensoresistive sensors joined mechanical sequentially.

Investigations for pulse signals from seven zones accordingly to eastern medicine canons were done for 4 patients in age 18-25 years old. Their results showed the adequacy of calculated meanings of pulse signal for different artery zone length in range of small values of occlusion forces. This fact can be explained by model affixment to the object exactly in this range. It can be suggested, that there is no interference of different zones during the pulse signal forming, when occlusive forces of sensors have value from range 0 – 2.0 N. In case of higher occlusive force values deformation of artery is starting. Consequences of deformation are that the elastic properties and pulse wave propagation process are changing. In such conditions process of pulse signal forming could not be described by elaborated model.

Keywords – radial artery, stiffness, pulse signal

У роботі представлено результати моделювання та експериментальних досліджень динаміки формування пульсових сигналів дистальних відділів променевих артерій людини залежно від сили притискання перетворювача до зон їх реєстрації.

Ключові слова – променева артерія, жорсткість, пульсовий сигнал

Вступ

Як зазначалося у роботі [1], метод синхронної пульсометрії ґрунтується на реєстрації сигналів трьох щільно розташованих зон вздовж променевих артерій (лівої і правої руки) людини, для чого застосовують відповідні пристрої. Явище взаємного впливу каналів через спільні елементи конструкції таких пристроїв досліджувалося в роботі [2], де було обґрунтовано структуру, що його мінімізує.

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

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

Результати досліджень

У роботі [3] було запропоновано модель, схема якої показана на рис.1, де F_0 - сила, що створюється пульсовими коливаннями тиску крові в артерії, Z_0 , Z_1 , Z_d – акустичні імпеданси ділянки артерії, м'яких тканин зони реєстрації пульсових сигналів та первинного перетворювача, відповідно.

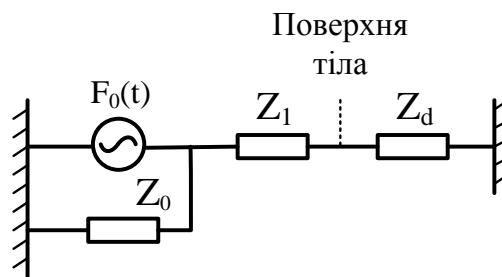


Рис.1. Модель біотехнічної системи реєстрації пульсових сигналів [3].

У моделі (рис.1) було прийнято припущення щодо незмінності розподілу сили притискання перетворювача до зони реєстрації пульсового сигналу F_p між елементами моделі та іншими структурами об'єкта. Експериментальні дослідження засвідчили в більшій мірі якісний характер опису, за допомогою моделі (рис.1), динаміки формування коливань на поверхні зон реєстрації пульсових сигналів. Подальший розвиток полягав у структурній (рис.2) та функціональній деталізації даної моделі. На рис.2: Z_K - акустичний імпеданс тканин, які розділяють променеві артерію і кістку. Значення імпедансів Z_1 та Z_K суттєво відрізняються, що надає об'ємним пульсовим коливанням дистальних відділів променевих артерій несиметричного характеру. Також була врахована зміна площі перетину та пружних властивостей стінки артерій залежно від сили притискання F_p перетворювача до поверхні зони реєстрації сигналу.

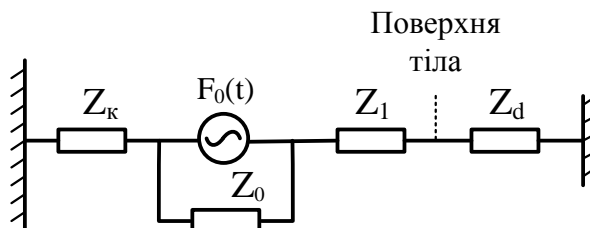


Рис.2. Структура нової моделі біотехнічної системи реєстрації пульсових сигналів.

Імпеданси Z_0, Z_l , моделювалися пружними складовими, зважаючи на частотний спектр пульсових сигналів.

Вхідний сигнал F_d , який діє на вході перетворювача (за методом електромеханічних аналогій та припущення $Z_K \gg Z_l$), становить (рис.2)

$$F_d = F_0 \cdot \frac{K_l K_d}{K_l K_d + K_a (K_l + K_d)}.$$

де K_d – жорсткість перетворювача, оскільки частота його вільних коливань значно переважала верхню границю спектру пульсових сигналів.

Жорсткість артерій K_a визначалася за експериментальними даними щодо пружних властивостей артерій (рис.3) [4].

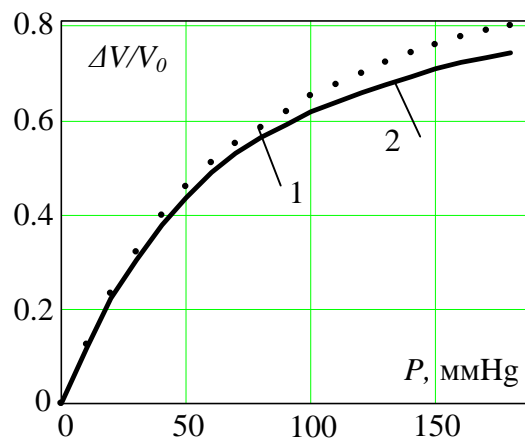


Рис.3. Відносна зміна об'єму артерії залежно від трансмурального тиску.

Ці дані представлені у вигляді залежності зміни об'єму артерії ΔV (відносно початкового об'єму V_0) від трансмурального тиску P .

Значення K_a розраховувалися за співвідношеннями [1]:

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

де V_0, V_d, V_s – об'єми ділянки артерії, що відповідають початковому, діастолічному та систолічному розмірам тиску крові в артерії, відповідно; L - довжина ділянки артерії; $\Delta P = P_s - P_d$, P_s, P_d – систолічне та діастолічне значення тиску крові в артерії.

Результати розрахунків K_a апроксимувалися поліномом другого порядку $K_a = a_1 + a_2 F_{dd} + a_3 F_{dd}^2$, де a_1, a_2, a_3 - коефіцієнти полінома; F_{dd} – розмір сили, що відповідає діастолічному тиску крові в артерії для обстежуваного, $F_{dd} = L \cdot d \cdot P_d$; L, d – довжина ділянки та діаметр артерії.

. Експериментальна перевірка нової моделі відбувалася за оцінками K_a для другої залежності з меншою розтяжністю (рис.3), про що свідчать результати обчислення K_a (рис.4), де графік 1 відповідає залежності 1 (рис.3). Дані (рис.4) були отримані для ділянки артерії довжиною 5 мм та пульсового тиску 40 ммHg.

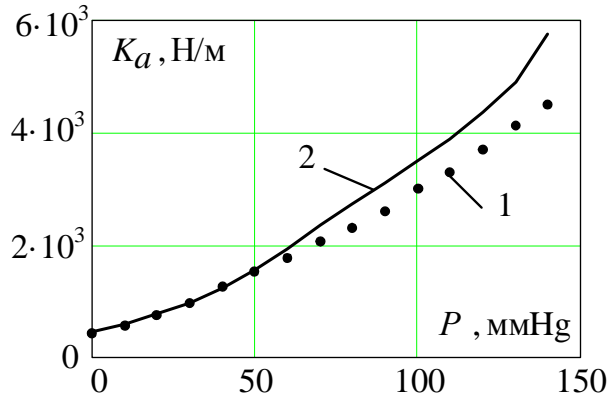


Рис.4. Залежність жорсткості ділянки артерії від діастолічного значення трансмурального тиску.

Залежно від сили притискання перетворювача до зони ресстрації пульсового сигналу F_P значення жорсткості артерії змінювалося наступним чином

$$K_a = a_1 + a_2 \cdot (F_{dd} - \eta F_P) + a_3 \cdot (F_{dd} - \eta F_P)^2,$$

де η – частка сили притискання перетворювача до тіла людини F_P , яка припадає на артерію та м'які тканини Z_1 моделі (рис.2).

Значення сили F_0 (рис.2) визначалося співвідношенням $F_0 = F_{01} + F_{02}$, де F_{01} , F_{02} – складові, перша з яких визначалася за умови симетричної відносно осі пульсації артерії за методикою [2], а друга враховувала несиметричність цих пульсацій, що виникає внаслідок співвідношення $Z_K \gg Z_1$ (рис.2). Розміри цих складових також залежали від F_P :

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

$$F_{02} = \frac{K_a(F_{dd} - \eta F_P) \cdot K_1(\eta \beta F_P)}{2 \cdot K_a(F_{dd} - \eta F_P) + 4 \cdot K_1(\eta \beta F_P)} \cdot \delta d(F_{dd} - \eta F_P),$$

де dd , ds – діаметри артерії відповідні до діастолічного P_d та систолічного P_s значень артеріального тиску крові людини, L - довжина ділянки артерії, що формує пульсовий сигнал, β – коефіцієнт, який визначає зростання K_1 (складова імпедансу Z_1) залежно від добутку $\eta \cdot F_P$, δd – пульсові зміни діаметра артерії.

Залежності $dd(F_{dd} - \eta F_P)$, $ds(F_{dd} - \eta F_P)$ та $\delta d(F_{dd} - \eta F_P)$ розраховувалися для кожного обстежуваного залежно від показників артеріального тиску крові, діаметра артерії, пружної характеристики артерії і апроксимувалися поліномами третього порядку.

За результатами досліджень [2] було прийнято, $K_1 = K_{10} + \eta \beta F_P$, а K_{10} надавалися середньостатистичні значення для відповідних зон обстеження, отриманих у цитованій роботі.

Параметри моделі (рис.2) η і β – визначалися методом ітерацій за двома значеннями F_d , що відповідають початковим розмірам F_P , вважаючи, що мінімальне значення F_d зареєстровано за умови відсутності суттєвого впливу F_P на K_1 та K_a .

У такому випадку β визначається виразом

$$\beta = \frac{K_{10} \cdot [F_{pul} \cdot K_d - F_{d1} \cdot (K_d + K_{a1})] - F_{d1} \cdot K_d \cdot K_{a1}}{\eta \cdot F_{p1} \cdot [F_{d1} \cdot (K_d + K_{a1}) - F_{pul} \cdot K_d]},$$

де $F_{pul} = F_{0l}$ за умови $F_p = 0$; F_{pl} , F_{d1} – мінімальні експериментальні значення сили притискання перетворювача F_p до зони реєстрації пульсового сигналу та вхідного сигналу перетворювача F_d .

У процесі імітаційного моделювання діаметр артерії змінювався в діапазоні (1,9 – 3,8) мм, який визначався за даними вимірювань інших авторів. Зокрема, для дистальних відділів променевої артерії $2,7 \pm 0,2$ мм [5], а за даними [6]: для жінок $2,5 \pm 0,4$ мм та чоловіків $2,8 \pm 0,4$ мм. Довжина ділянки артерії L змінювалася, орієнтуючись на отримані експериментальні результати вимірювань, тобто до узгодження розрахованих та експериментальних значень F_d .

Експериментальні дослідження проводилися за допомогою пристрою з послідовно (механічно) з'єднаними перетворювачами п'єзоелектричного (пульсовий сигнал F_d) та тензорезистивного (сила притискання F_p) типів. Чутливість каліброваного каналу вимірювання пікових значень пульсового сигналу F_d змінювалася в діапазоні $(142 - 1,37 \cdot 10^2)$ В/Н, а сили притискання перетворювача до поверхні зони F_p становила $91,5 \cdot 10^{-3}$ В/Н. Похибка вимірювання F_d не переважала $\pm 7\%$, $F_p - \pm 1,5\%$. Значення P_d та P_s вимірювалися методом Ріва – Роччі - Короткова. Жорсткість системи визначалася жорсткістю тензометричного перетворювача і становила (6700 ± 264) Н/м, діаметр пелота п'єзоелектричного перетворювача дорівнював $(6 \pm 0,1)$ мм.

Було обстежено сім зон реєстрації пульсових сигналів за канонами східної медицини дистальних відділів променевої артерії лівої руки (4 особи у віці (18 – 25) років). Отримані результати проілюстровано на рис.5 (середня зона, «поверхнєве» розташування променевої артерії) та рис.6 (середня зона, «глибоке» розташування променевої артерії). Терміни «поверхнєве» та «глибоке» розташування артерії умовні і свідчать тільки про мінімальне значення F_p , з якого почалася реєстрація пульсового сигналу.

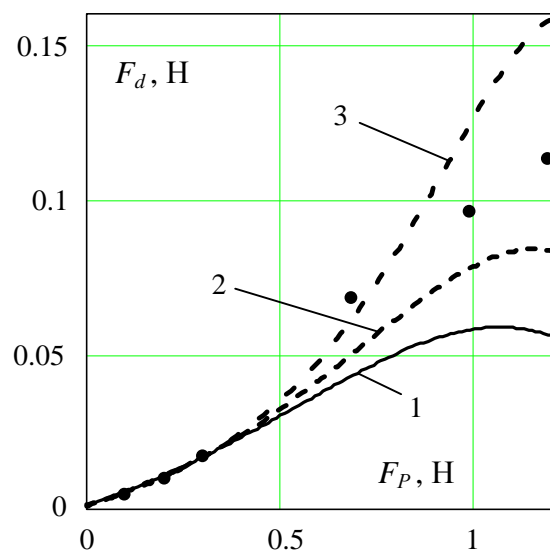


Рис.5. Залежність вхідного сигналу перетворювача F_d від сили його притискання F_p до поверхні зони реєстрації пульсового сигналу («поверхнєве» розташування променевої артерії).

На рис.5: залежність 1 відповідає довжині ділянки артерії 4 мм, 2 – 6 мм, 3 – 12 мм. Наведені результати отримані для артерії з пружною характеристикою 2 (рис.3) та діаметра артерії 1,9 мм; значення показників артеріального тиску становили $P_d = 80$ ммHg, $P_s = 120$ ммHg.

На рис.6 : залежність 1 відповідає довжині ділянки артерії 4 мм, 2 – 6 мм, 3 – 12 мм. Представленні результати отримані також для артерії з пружною характеристикою 2 (рис.3), але діаметра артерії 2,5 мм; значення показників артеріального тиску становили $P_d = 85$ ммHg, $P_s = 120$ ммHg (інший обстежений).

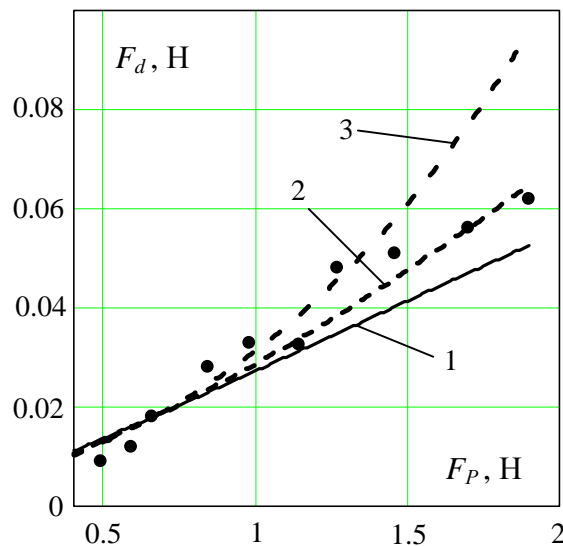


Рис.6. Залежність вхідного сигналу перетворювача F_d від сили його притиснення F_p до поверхні зони реєстрації пульсового сигналу («глибоке» розташування променевої артерії).

Слід відзначити, що найбільші відмінності спостерігалися для найменших значень F_p , за якими відбувалася «прив'язка» моделі до конкретного обстежуваного.

Висновки

Результати досліджень показали практичну відповідність розрахованих значень F_d для різної довжини ділянки артерії в області малих значень F_p , що зумовлено «прив'язкою» моделі до об'єкта саме в цьому діапазоні, розходження зростали із збільшенням F_p . Внаслідок цього, визначення довжини ділянки артерії, що формує пульсовий сигнал на поверхні зони, повинно виконуватися за оцінками збігу теоретичних та експериментальних результатів для суттєво більших розмірів F_p : у першому випадку (0.7 – 1.5) Н, другому (1.5 - 2) Н. У першому і другому прикладі довжина ділянки артерії менша 13мм (довжина зони за канонами східної медицини). Можна зробити попередній висновок щодо відсутності взаємного впливу різних зон на процес формування пульсових коливань, принаймні, в діапазоні значень F_p в межах (0 – 2.0) Н.

При більших значеннях F_p починається деформація артерії, що змінює її властивості і впливає на поширення пульсових хвиль артерією. Формування пульсового сигналу за таких умов моделлю не описується.

1. Сторчун Є., Климух А. Моделювання механічного імпедансу ділянки артерії // Вісник НУ «Львівська політехніка», серія «Радіоелектроніка та телекомунікації». – 2012. - № 738. – с.270-274. 2. Сторчун Ю.Є. Моделювання елементів біотехнічної системи багатоканальної пульсометрії та розроблення пристрою формування пульсових сигналів: Дис.кандидата техн. наук: 05.11.17 – Львів, 2005, 170с. 3. Сторчун Є., Полив'яний Д., Сторчун О. Сфігмографія за канонами східної медицини // Матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції «Сучасні проблеми радіоелектроніки, телекомунікацій та приладобудування (СПРТП-2009)». -Вінниця: Міносвіти України.- 2009.- Ч.2.- С.52–53. 4. Савицький Н.Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики.-Л.: Медицина, Ленингр. отд-ние, 1974.-311с. 5.Кротовский А.Г., Садовников В.И., Ван Е.Ю., Дутикова Е.Ф., Шабалкин Б.В. Функциональная оценка лучевой артерии как трансплантата для аортокоронарного шунтирования // Методология флоуметрии.- 1999 .- с.123-133. 6. Mark E. Lockhart, M. L. Robbin, Michael Allon. Preoperative Sonographic Radial Artery Evaluation and Correlation With Subsequent Radiocephalic Fistula Outcome// J Ultrasound Med.-2004.-N.23.-p.161-168.