

Є.В. Сторчун, К.І. Янгурський, Л.К. Гліненко, І.В. Атаманова  
Національний університет “Львівська політехніка”,  
кафедра електронних засобів і інформаційно-комп’ютерних технологій

## МОДЕРНІЗОВАНИЙ КОМПЛЕКС ПУЛЬСОВОЇ ДІАГНОСТИКИ

© Сторчун Є.В., Янгурський К.І., Гліненко Л.К., Атаманова І.В., 2006

**Виконано моделювання залежності пульсових сигналів від притискання перетворювача до тіла людини, а також дослідження міжзональних відмінностей умов реєстрації сигналів у полісфігмометрії. Отримано результати імітаційного моделювання динаміки характеристик пульсових сигналів для різних умов реєстрації.**

**Pulse signal dependence upon a transducer pressure on human person is modeled, and interzonal difference in conditions of signal registration in polysfigmography are studied. The results of imitation design of dynamics of descriptions of pulse signals for different terms of registration of signals are carried on.**

### Вступ

Складність і багатомірність біооб’єктів зумовлюють використання різних методів аналізу та інтерпретації результатів обробки їх природних і модульованих сигналів. Характерним для технічних засобів медичної діагностики є використання досягнень різних галузей техніки.

Поряд із тим, незважаючи на значні успіхи наукової медицини, показники питомої смертності людей (на 1000 осіб) майже не зменшуються або навіть помітно зростають [1], що свідчить, зокрема, про необхідність залучення нових методів діагностики.

Східній, “не науковій” медицині притаманний функціонально-синтетичний підхід – композиція взаємодії багатьох рівнів організації біологічної системи [2]. Оцінка гармонійності взаємодії різних органів людини значною мірою ґрунтується на результатах пульсової діагностики. У цій галузі існує значний, сформований впродовж тисячоліть, систематизований лікарський досвід, який піддається комп’ютеризації.

Залучення бази знань пульсової діагностики східної медицини до розв’язання задач сучасної практичної медицини пов’язане з вирішенням проблем формалізації процедурних та діагностичних аспектів зазначеної діагностики та розробкою відповідних апаратних і програмних засобів.

Роботи у одному з напрямків розв’язання названої задачі було започатковано ще наприкінці 70-х років минулого століття [3]. Надалі було розроблено пульсодіагностичний комплекс [4], де застосовано пристрої формування пульсових сигналів із спільною платформою для трьох перетворювачів. Як показали дослідження, зазначеним пристроям притаманний взаємний вплив каналів на механічній стороні під час встановлення умов (ступінь взаємодії перетворювачів з відповідними ділянками променевих артерій) та синхронної реєстрації пульсових сигналів, що стимулювало їх вдосконалення [5]. Впродовж тривалого часу відбувалося вдосконалення математичних методів аналізу пульсової хвилі, апаратного та програмного забезпечення комплексу. У сучасному варіанті пульсодіагностичного комплексу застосовується також система підтримки прийняття діагностичних рішень.

Поряд з тим, залишаються не з’ясованими деякі біофізичні особливості взаємодії первинних перетворювачів з пульсуючою артерією в умовах змінного статичного зовнішнього впливу на зони реєстрації сигналів, що було метою цієї роботи.

## Результати досліджень

Дослідження залежності розміру сигналу від деформації зон (ЦОН, КАН, ЧАГ за тибетською медициною) реєстрації в широкому діапазоні змін останньої були проведені на 5 особах чоловічої і 2 особах жіночої статі у віці (18-47) років.

Крок зміни деформації зон залежав від обстежуваних осіб і вибирався з умови проходження розміру пульсового сигналу через максимум за тривалості дослідження не більше 30 хв. Індивідуальність кроку деформації пов'язана з глибиною розташування променевих артерій обстежуваних.

Забезпечення під час обстеження проходження розміру пульсового сигналу через максимум пов'язано з традиціями східної пульсової діагностики, де розрізняють поверхневий, середній та глибокий пульс. У термінах показників артеріального тиску крові поверхневий пульс відповідає умовам реєстрації, за яких тиск первинного перетворювача на артерію становить близько  $P_d$ , середній –  $P_c$ , а глибокий –  $P_s$ , де  $P_d$ ,  $P_c$ ,  $P_s$  – значення діастолічного, середнього та систолічного тиску крові.

У межах обстеженої вибірки залежності “деформація зони реєстрації – розмір пульсового сигналу” мали якісно однаковий характер для різних зон та обстежених, хоча кількісно відрізнялися. При збільшенні деформації зони пікове значення сили дії пульсового сигналу на перетворювач зростало, досягало максимуму і потім зменшувалося. Отримані результати проілюстровані на прикладі особи чоловічої статі у віці 24 роки, які показано на рис. 1.

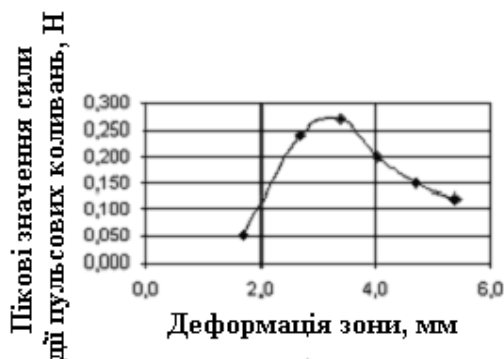


Рис.1. Залежність пікових значень сили дії пульсового сигналу на перетворювач від деформації зони ЦОН

Один із діагностичних показників в комплексі [4], ґрунтується на порівнянні зональних розмірів  $K_p$  з середнім значенням, тому важливим було дослідження їх залежності від рівня впливу первинних перетворювачів на пульсові коливання артерій (деформації зон). З метою забезпечення необхідної збіжності, за даними попередніх досліджень, визначення  $K_p$  проводилося за результатами шести реалізацій, що зменшує їх варіації. Отримані залежності  $K_p$  від деформації зони мали аналогічний до розміру пульсових сигналів характер зміни (рис.2), де показані результати для зазначеної особи.

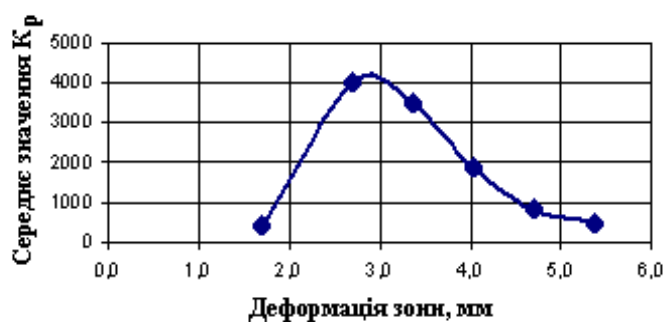


Рис. 2. Залежність  $K_p$  від деформації зони ЦОН

Зміни величини  $K_p$  свідчать про залежність спектра пульсових коливань від рівня взаємодії перетворювачів із зонами їх реєстрації: зміна деформації спочатку спричиняє виділення низькочастотних складових спектра, а потім зменшення внеску останніх.

Розмір статичної дії на зони реєстрації (притискання перетворювача до тіла людини), для якої спостерігалось максимальне значення піка пульсового сигналу, отримав задовільне пояснення за допомогою показаної на рис.3 моделі біотехнічної системи пульсометрії.

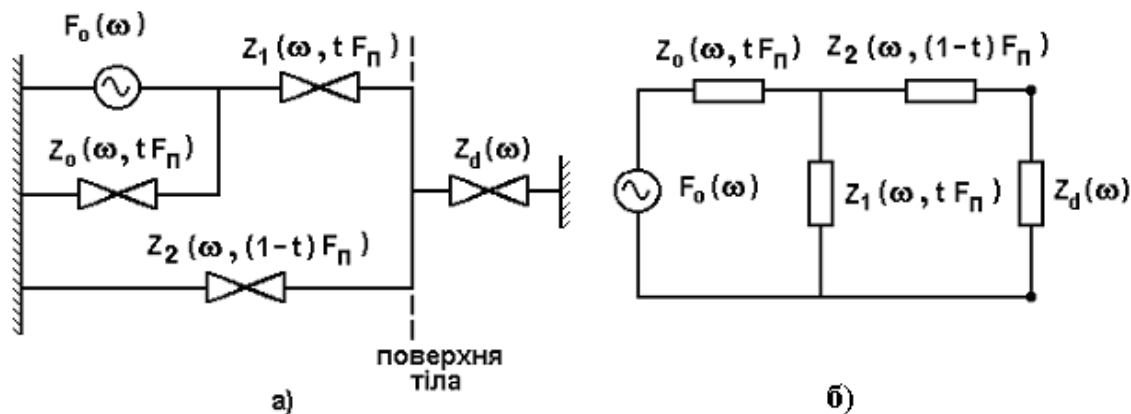


Рис. 3. Механічна (а) та еквівалентна електрична (б) схеми біотехнічної системи пульсометрії.  
 $F_0(\omega)$  – джерело пульсового сигналу

Зважаючи на обмеженість частотного спектра пульсових коливань (0,5–40) Гц, механічні імпеданси елементів моделі (рис.3) було замінено їх пружними складовими:  $K_0, K_1, K_2, K_d$  – жорсткістю артерії, елементів, що моделюють м'які тканини організму людини, які відділяють артерію від поверхні тіла, та перетворювача.

У випадку пульсометрії джерелом сигналу є пульсові коливання ділянки артерії, пов'язані із змінами артеріального тиску крові. Як відомо із численних досліджень пружних властивостей артерій людини, останні мають нелінійну залежність об'єму від трансмурального тиску. Іншими словами, жорсткість артерій залежить від тиску крові. З урахуванням цього зауваження було прийнято

$$K_0 = K_{00} + d(F_s - t \cdot F_n)^2,$$

де  $K_{00}$  – жорсткість ділянки променевої артерії за умови  $F_n = F_s$ ;  $F_s$  – сила, яка визначається внутрішнім систолічним тиском крові в артерії;  $F_n$  – сила притискання пелота перетворювача до зони знімання сигналу;  $d$  – коефіцієнт, який визначає зростання  $K_0$  із збільшенням трансмурального тиску;  $t$  – коефіцієнт розподілу  $F_n$  між елементами моделі (рис. 3).

Нелінійні пружні властивості м'яких тканин організму людини, які відділяють променеві артерії від поверхні тіла (рис.3), було враховано у вигляді

$$K_1 = K_{10} + t \cdot a \cdot F_n, \quad K_2 = K_{20} + (1-t) \cdot b \cdot F_n. \quad (1)$$

Коефіцієнт розподілу  $F_n$  між елементами моделі визначається співвідношенням

$$t(F_n) = \frac{K_1(F_n) \cdot K_0(F_n)}{K_1(F_n) \cdot K_0(F_n) + K_2(F_n) \cdot \{K_1(F_n) + K_0(F_n)\}}. \quad (2)$$

Параметри моделі  $K_{10}, K_{20}, a$  та  $b$  визначалися експериментально за вимірюваннями пікових значень пульсового сигналу перетворювачів з відмінними  $K_d$  та в умовах різних  $F_n$ .

Сила  $F_d$ , яка діє на перетворювач (рис.3), дорівнює

$$F_d = F_0 \cdot \frac{K_d \cdot (K_{10} + t \cdot a \cdot F_n)}{K_0 \cdot (K_{10} + t \cdot a \cdot F_n) + D \cdot (K_{10} + t \cdot a \cdot F_n + K_0)}, \quad (3)$$

де  $D = K_d + K_{20} + (1-t) \cdot b \cdot F_n$ .

Вираз (3) має максимум, індивідуальні значення якого збігалися з експериментальними результатами з похибкою, що не переважала  $\pm 19\%$ . Розбіжності експериментальних та теоретичних результатів значною мірою пов'язані з тою обставиною, що параметри моделі  $K_{10}$ ,  $K_{20}$ ,  $a$  та  $b$  визначали за наближеними співвідношеннями, а артерію моделювали за середніми статистичними даними. Окрім того, на розбіжність вплинули похибки вимірювань, що притаманні вимірюванням на живих людях у системі координат, прив'язаній до Землі.

Модель (рис.3) була використана для пояснення змін спектра пульсових сигналів залежно від рівня їх взаємодії з зонами реєстрації (рис.2). Однак дані імітаційного моделювання, на відміну від експериментальних результатів (рис.2), показали незначне виділення низькочастотних гармонік із зростанням зазначеної взаємодії.

Умовою синхронної реєстрації пульсових сигналів променевих артерій людини, як було показано, є рівність їх зональних розмірів. Зазначена умова досягається при суттєво різних значеннях тиску первинних перетворювачів на зони реєстрації (деформація зон) (рис. 4).

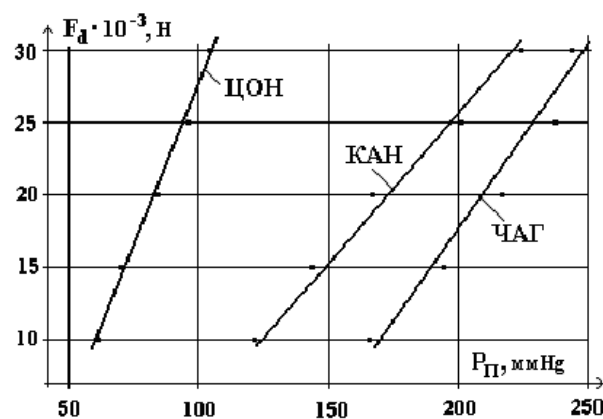


Рис.4. Динаміка формування пульсових сигналів променевих артерій людини залежно від тиску  $P_n$  перетворювача на поверхню зони

Зона ЦОН променевих артерій дистальна, дві інші розташовані з кроком 1,8 см проти напрямку кровообігу.

Зображені на рис.4 дані, які ілюструють зазначену особливість, були отримані для особи жіночої статі у віці 21 рік (права рука), діаметр елемента введення сили у перетворювач 6 мм. Зональні відмінності  $P_n$  (за умови рівності  $F_d$ ) пояснюються глибиною розташування артерії щодо поверхні тіла, а саме: глибше для проксимальних ділянок.

Значні відмінності  $P_n$  для сусідніх зон, зокрема ЦОН і КАН (рис.4), а також щільність розташування останніх, створюють можливість взаємного впливу через біооб'єкт окремих каналів під час синхронної реєстрації пульсових сигналів, що вимагає окремого дослідження.

### Висновки

Результати проведених досліджень показують недостатню розвинутість моделі біотехнічної системи пульсометрії дистальних відділів променевих артерій людини (рис.4). Обмеження пружними складовими механічних імпедансів окремих елементів виявилось достатнім для опису динаміки пікових розмірів пульсових сигналів залежно від зовнішнього статичного впливу на зони реєстрації, що забезпечує контакт перетворювачів з біооб'єктом, однак не пояснює спектральних змін зазначених сигналів. Подальший розвиток моделі (рис.4) пов'язаний з урахуванням реологічного характеру механічних властивостей м'яких тканин організму людини.

Зважаючи на послідовність встановлення перетворювачів у зонах реєстрації пульсових сигналів, щільність їх розташування та значні зональні відмінності притискання сенсорів до

поверхні тіла людини, виникає необхідність дослідження можливого взаємного впливу каналів у методі полісфігмографії через біооб'єкт.

1. Коваленко Ю.Н. 2001 год – год охраны здоровья населения Украины//Медицинский рынок. – 2001. – №1. – С.2–3. 2. Ростовцев В.Н. Здоровье как фундаментальное понятие теоретической медицины //Медицинские новости. – 1998. – №7. – С.29 – 32. 3. Бороноев В.В. О подготовке инструментария к автоматизации пульсовой диагностики. Приложение2//Цыдыпов Ч.Ц. Пульсовая диагностика в тибетской медицине (Проблемы автоматизации). – Препр./Ин – т естественных наук БФ СО АН СССР:№4. – Улан – Удэ, 1985. – С.45–46. 4. Смердов А., Сторчун Є., Славітич О. Автоматизований комплекс для експрес – діагностики на основі методів західної та тибетсько – монгольської медицини //Український журнал медичної техніки і технології. – 1997. – № 1 – 2. – С.42 – 46. 5. Пат. 46316 А, Україна, МКИ А61В5/02. Пристрій формування пульсових сигналів / Сторчун Ю.Є., Мандзій Б.А., Сторчун Є.В. (Україна), Бороноев В.В. (Росія). – №2001064224; Заявлено 19.06.2001; Опубл. 15.05.2002, Бюл.№5 –4с.